



Vår 2011

Optimalisering av dose og bildekvalitet ved rtg thorax av barn

Master i Helsefag, RAB-fag
Institutt for samfunnsmedisinske fag
Det medisinsk-odontologiske fakultet
Universitetet i Bergen

Kandidat: Tonje Apalen

Veileder: Førstelektor Bjørg Hafslund

Veileder: PhD Erlend Hodneland

Vår 2011

Forord

I løpet av de siste 10 år har radiografifaget gjennomgått en enorm teknologisk utvikling. Som yrkesaktiv radiograf kommer en daglig opp i situasjoner som kunne vært håndtert annerledes. Med denne oppgaven ønsker jeg å rette fokus på disse daglige rutinene. Jeg ønsker å rette fokus mot de områdene som vi selv er ansvarlige for og som vil ha innvirkning på den stråledose vi gir til våre pasienter og på den diagnostiske kvalitet som finnes i våre bilder.

Oppgaven og resultatene er tiltenkt radiografer og andre som arbeider med ioniserende stråling og digitale bilder.

Arbeidet med denne oppgaven har strekt seg over flere år. I den perioden har jeg fått mye hjelp og støtte både fra personer innen faglige og personlige kretser. Jeg ønsker å rette en takk til Radiologisk avdeling ved Haukeland Universitetssykehus, Seksjon for Barn og Høyskolen i Bergen avd. Radiografi for lån av utstyr i forbindelse med studiet. Jeg ønsker å rette en takk til fysikere og radiografer som har bidratt til reflekterte diskusjoner og anskaffelse av relevant materiale. Jeg ønsker å rette en spesiell takk til Annette Irene Schjerven, radiograf ved Radiologisk avdeling Haukeland Universitetssykehus Seksjon for Barn, for enorm støtte og hjelp gjennom hele prosessen.

Jeg vil rette en takk til mine veiledere førstelektor Bjørg Hafslund og PhD Erlend Hodneland. Bjørg Hafslund for å holde oppgaven innenfor de rammer som var satt og Erlend Hodneland for å gi meg en forståelse for mine resultater og deres betydning.

Til slutt vil jeg bare si tusen takk til alle som hadde troen på meg....

Jeg klarte det til slutt!

Innholdsfortegnelse

Forord.....	2
Innholdsfortegnelse.....	3
Sammendrag	5
Abstract.....	6
1.0 INNLEDNING.....	7
1.1 Bakgrunn for oppgaven.....	7
1.2 Barn på røntgen	9
1.2.1 Rtg thorax barn, Posterio-Anterior projeksjon	10
1.2.2 Faglige retningslinjer/prosedyrer rtg thorax barn	11
1.3 Problemstilling og presentasjon av forskningsspørsmål	12
2.0 TEORI.....	13
2.1 Medisinsk strålebruk	13
2.2 Biologisk effekt av diagnostisk strålebruk	15
2.3 Digitalisering.....	16
2.3.1 Digitale bilder	17
2.3.2 Automatic Exposure Control (AEC)	18
2.3.3 Eksponerings index value (EXI)	19
2.5 Parametre som påvirker dose og kvalitet.....	21
2.6 Dose Areal Produkt	23
3.0 METODE.....	24
3.1 Tidligere forskning.....	24
3.2 Gjennomføring av forsøket	25
3.2.1 Utstyr	25
3.2.2 Standard innstilling.....	26
3.2.3 Definerer av område av diagnostisk interesse (ODI)	28
3.2.4 Selve forsøket	28
3.3 Dataanalyser.....	29
3.3.1 Bildeanalyser	29
3.3.2 Statistisk analyse	30
3.3.3 Beregning av ODI ved økende feltstørrelse(FOV), ”klipping”	30
3.3.4 Bilderegistrering	31
3.3.5 Uønsket pixel informasjon	31

4 RESULTAT	32
4.1 Forskningsspørsmål 1.....	32
4.2 Forskningsspørsmål 2.....	41
5. DISKUSJON.....	52
5.1 Forskningsspørsmål 1.....	52
5.2 Forskningsspørsmål 2.....	54
5.3 Implikasjoner for praksis.....	56
5.4 Metodekritikk.....	58
5.4.1 Etske overveielser.....	58
5.4.2 Gjennomføring av forsøket og bearbeiding av materialet.....	59
6. KONKLUSJON	61
7. Referanser	63
VEDLEGG.....	66

Sammendrag

Bakgrunn: Innføring av digitale røntgen apparat har ført til situasjoner hvor det er tilfeldigheter som avgjør stråledose og diagnostisk bildekvalitet. Behovet for god radiograffaglig teknikk er like viktig etter digitaliseringen som den var ved de analoge systemene. Radiografen er selv ansvarlig for dose gitt til pasienten og at resultatet er av slik kvalitet at det kan svare på problemstillingen. Andre studier indikerer at gode rutiner og faglige prosedyrer varierer i sine anbefalinger og skaper en situasjon hvor optimalisering og berettigelse ikke opprettholdes.

Mål: Studien har til hensikt å se i hvilken grad en kan optimalisere rtg thorax på 5 åringer med tanke på stråledose gitt til barnet og samtidig tilstrebe optimal bildekvalitet. Det ble satt ned to forskningsspørsmål for studien hvor en ønsket å se i hvilken grad endring av kV, bruk av raster og økning i field of view innvirket på dose og bildekvalitet.

Metode: Forskningsspørsmålene er besvart ved gjennomføring av et kvantitativt eksperiment.

Resultat: Optimal bildekvalitet ved lavest mulig dose får vi ved eksponering på 109 kV uten bruk av raster. Tilsvarende resultat for bilder tatt med raster krever 117 kV og gir en stråledose 50% høyere. All økning av field of view utover område av diagnostisk interesse vil bidra til høyere stråledose og lavere kontrast støy forhold.

Konklusjon: Det foreligger stor variasjon innen faglige retningslinjer og prosedyrer når det kommer til rtg thorax på 5 åringer. Variasjoner som bidrar til unødvendig høy stråledose og redusert bildekvalitet.

Key words: digital radiography;dose reduction;field of view;chest x-ray;pediatrics

Abstract

Background: The needs of good radiographic techniques are as important in digital radiography as they were when we worked with analogue systems. The radiographer is entirely responsible for the radiation dose he gives to his patients, and the outcome of the digital image. Studies have indicated that the lack of proper procedures and reference protocols has given room for less than optimal work ethics.

Main goal: The purpose of this study is to investigate optimal dose levels and image quality on chest x-rays of 5 year olds. We enquired results as to how change in kV, the use of radiation grids and an increased field of view resulted in change in dose received by the patient and image quality.

Method: Experimental

Results: Optimal image quality with the lowest received dose is found when we used 109 kV and no grid. Similar results for image quality with the use of grid were received at 117 kV but gave an increase in dose of 50%. All increase in field of view resulted in an increase in radiation dose and lowered the image quality.

Conclusion: We find great differences in recommendations when it comes to chest x-ray in 5 year olds. Differences that result in unnecessary increase in dose given to the child and decrease in image quality.

Key words: digital radiography; dose reduction; field of view; chest x-ray; pediatrics

1.0 INNLEDNING

Radiografi er et fag i konstant utvikling. En teknologisk utvikling som gjerne andre yrkesgrupper har ansvar for, men kravet til en dyktig radiograf vil like fullt være gjellende. Krav til faglig oppdatering og konstant oppfølging innen ny teknologi og nytt utstyr vil være avgjørende.

Denne oppgaven ser på tre konkrete variabler som innvirker på et digitalt røntgenbilde av thorax, samt dose som blir avgitt pasienten. Resultatene vil videre settes i sammenheng med hverdagslige gjøremål for en radiograf ved en radiologisk avdeling.

1.1 Bakgrunn for oppgaven

Overgangen til en digital verden skapte et behov for å tenke annerledes når det kom til produksjon av diagnostisk bildemateriale. Overgang til digitalt utstyr førte også til faglige utfordringer. Digitaliseringen gav oss muligheten til en postprosessering av bildet vi produserte som kunne bidra til bedre bildekvalitet. Samtidig viste det seg at innkorrekt bruk av postprosessering kunne føre til dårligere kvalitet, samt økt mengde artefakter (Bush et al, 2006)

For radiografer ved radiologiske avdelinger ble det gjennom bildetaking klart at et overeksponert bilde enklere kunne ”reddes” eller bearbeides til et akseptabelt produkt ved postprosessering enn et undereksponert bilde. Dette førte videre til en situasjon hvor digitaliseringen, som slik produktformidleren og kunnskapen tilsa, skulle bidra til dosereduksjon, i mange tilfeller førte til innrapportering av høyere doser ved bildetaking enn det en målte ved konvensjonell røntgen (ICRP Publication 93, 2004).

Produktmoteringen ved innføring av de digitale systemene, hadde ovenfor radiografer som yrkesgruppe, hovedfokus på at digitalradiografi var enklere å betjene og raskere i bruk enn konvensjonell røntgen. Digitaliseringen skulle forenkle hverdagen. Zetterberg (2009) fullførte sin masterstudie hvor han så på radiografens holdninger til innblending(kolimering) etter digitaliseringen.

Innblending er en avgjørende faktor både når det kommer til stråledose og bildekvalitet, noe jeg også ønsker å undersøke i denne oppgaven. Zetterberg (2009) så gjennom sin studie at digitaliseringen hadde gitt radiografen mange hjelpemidler, men hvor det å ”skjule” dårlig arbeid ble benyttet i langt større grad enn ønsket.

For å kunne utnytte det digitale utstyret på en best mulig måte må radiografen sette seg inn i hvordan utstyret virker. Det gjelder både hvilke muligheter utstyret har, men også å kjenne til hvilke begrensinger som foreligger. ISSRT (1995) slår fast at det er radiografens ansvar å være ekspert på sitt arbeidsområde. Radiografen er ansvarlig for det resultatet som kommer frem etter hver enkelt eksponering. Vedkommende er ansvarlig for at korrekt innstilling av både pasient og apparatur foreligger, og at eventuelle endringer kan foretas for optimalisering av prosessen. Aktuelle anatomiske strukturer skal presenteres uten behov for gjentakning (ISSRT, 1995).

Digitaliseringen førte med seg pålegg om økt produktivitet, med nytt utstyr skulle en kunne gjennomføre flere undersøkelser. Reiner et al (2006) så i sin forskning, at det økte presset på kvantum førte til hastverk i gjennomføring av undersøkelsene og redusert kvalitet. Dette igjen førte til et større tidsbruk på postprosessering i et forsøk på å ”redde” produktet. Ved DR-teknologi (direkte røntgen) kunne en registrere at opp mot 50 % av tiden brukt per undersøkelse gikk med på postprosessering. Ved et større fokus på kvalitet i utgangspunktet ville produktiviteten likevel kunne opprettholdes, uten at det går på bekostning av dose og diagnostisk kvalitet (Reiner et al 2006).

Bilder som måtte forkastes/tas om igjen grunnet eksponeringsrelaterte årsaker ble redusert etter innføring av digitale systemer. Samtidig ser en at bilder som må forkastes/tas om igjen grunnet radiograffaglig kompetanse, er status quo med en antydning til økning (Hofmann et al, 2010).

Studier gjort de siste årene (Foos et al, 2009) kan gi et inntrykk av at digitaliseringen har forenklet hverdagen. Det at det er så enkelt å ta et nytt bilde, bidrar til en økning av gjentakning. Rtg thorax, som jeg har valgt å se på, står for opp mot 50% av gjentakinger i flere studier (Honea et al, 2002). Gjentakning før digitaliseringen var i hovedsak relatert til eksponering, mens den i vår digitale verden er knytte til radiografens ferdigheter og

hvordan han velger å benytte dem. Dette da med tanke på posisjonering, kollimering og korrekt bruk av utstyr (Hofmann et al, 2010).

1.2 Barn på røntgen

Definisjonen på et barn er uklar, og kan variere fra situasjon til situasjon. Når det kommer til radiologiske undersøkelser er det i første rekke den fysiske størrelsen til pasienten som definerer vedkommende som et barn. Ved en radiologisk avdeling er et barn som en hvilken som helst annen pasient, et menneske som skal gjennomgå en radiologisk prosedyre. Vi ser på alle pasienter som individuelle, men når det kommer til yngre pasienter er fremgangsmåten gjerne annerledes. Et spedbarn kan ikke sammenlignes med en 5 åring, men 5 åringen kan igjen ikke sammenlignes med en 12 åring. Det som er avgjørende for et godt resultat er at radiografen håndterer situasjonen til beste for alle parter (Boynes et al, 2003).

I Norge har vi bare en håndfull radiologiske avdelinger som har en dedikert barneseksjon. Dette betyr at ved de fleste sykehus og røntgen institutt vil barn møte radiologi tilpasset voksne. Barn på røntgen har for meg alltid vært et interesseområde og det er en pasientgruppe som det er særdeles viktig at vi tenker over hvilke stråledose vi tilfører.

Medisinsk strålebruk står for ca 15% av den strålingen et menneske utsettes for. Når det kommer til barn har resultater lagt frem, ved National Council on Radiation Protection and Management i 2007, vist at dette tallet kan ligge opp mot 50%. Dette igjen viser til viktigheten av kunnskap og kompetanse for å holde stråledosen så lavt som forsvarlig mulig (Slovis,2008).

Veileder 5b ved Statens strålevern er en veileder som presenterer blant annet referanse verdier for stråledose pasienten mottar ved vanlige røntgenundersøkelser. Referanse verdiene har som formål å fungere som en referanse for akseptabel stråledose for de ulike laboratorier ved landets radiologiske avdelinger. Når det kommer til referanseverdier for barn kommer det frem av veilederen at dette ikke foreligger.

Veileder 5b ble publisert i 2006, revidert 2010, og det foreligger fremdeles ikke referanseverdier på barn (Statens strålevern, 2010).

Barn på røntgen krever at vi tenker individuelt både med tanke på prosedyrer/gjennomføring av en undersøkelse og dose opp mot nødvendig kvalitet for aktuell problemstilling. Økt fokus og klare retningslinjer er avgjørende for et optimalt resultat. Barnerøntgen er et av de områdene innen radiologien som viser til størst variasjoner innen dose/kvalitet ved ulike sykehus/avdelinger. (Boynes et al, 2003)

Gjennom dette studiet ønsker jeg å rette fokus på de områdene som hver enkelt radiograf selv er ansvarlig for i den delen av yrkesutøvelsen som gjelder å produsere et røntgenbilde. Et ansvar, som dersom det tas på alvor, fører til økt optimalisering av daglige rutiner. Et barn skal ikke motta sub optimal behandling og dårlige diagnostiske bilder bare fordi det er en pasientgruppe som ikke faller innenfor definisjonen voksne som vanligvis er den standardiserte maskinelle innstillingen.

1.2.1 Rtg thorax barn, Posterio-Anterior projeksjon

Rtg thorax er en av de mest vanlige røntgenundersøkelsene som gjennomføres på barn. Rtg thorax er en undersøkelse som barn i en alder av 5 år i de fleste situasjoner vil kunne gjennomføre i stående posterio-anterior (PA) posisjon. Rtg thorax (PA) stående er standard avbildning også for voksne.

Barn i alderen 3-7 år er på et kognitivt forståelsesnivå hvor de kan forstå og gjennomføre konkrete oppgaver. Gjennom syn og hørsel vil de kunne forstå deg som radiograf og samarbeide for et felles resultat (Boynes et al. 2003).

I 2007 presenterte The International Commission on Radiological Protection rapporten ICRP 103. Denne tar for seg blant annet vevsvektingsfaktorer når det kommer til strålingssensitiviteten til ulikt vev i menneskekroppen. Brystvev som i ICRP 60 (1996) ble vektet med en faktor på 0.05 er i den nye rapporten vektet med en faktor på 0.12. Brystvev er av den grunn å anse som et av de mest sensitive vevstypene i kroppen.

Dette igjen viser til viktigheten av en optimalisert gjennomføring av rtg thorax (ICRP, 2007).

Generellt kan en si at rent strålefysisk reduserer en stråledose til et område på kroppen ved å plassere dette så nær detektor som mulig. På bakgrunn av dette og at en forventer å kunne samarbeide med et barn på 5 år har jeg valgt å gjennomføre studie av projeksjonen rtg thorax av 5 åringer i postero-anterio (PA).

1.2.2 Faglige retningslinjer/prosedyrer rtg thorax barn

I forbindelse med arbeidet med masteroppgaven hentet jeg inn faglige retningslinjer og prosedyrer som omhandler rtg thorax av barn. Prosedyrene representerer flere nasjonale og internasjonale universitetssykehus. Prosedyrene er presentert i vedlegg 1-4.

På bakgrunn av sjekklister for vurdering av en faglig retningslinje (Nasjonalt kunnskapssenter for helsetjenesten, 2006) kan en si at ingen av de innhentede prosedyrene gir uttrykk for å ha vitenskapelig forankring. Prosedyrene varierer i sine anbefalinger og har flere mangler.

European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics (1996) er per dags dato eneste retningslinjer for barneradiologiske prosedyrer i Europa. For barn over 1 år presenterer European Guidelines bruk av 60-80 kV og raster bare for spesielle tilfeller ved rtg thorax. Den sier også at ved bruk av automatikk skal en benytte sidekammer.

Tabell I Anbefalinger angående kV og raster fra innhentede prosedyrer (vedlegg 1-4)

Prosedyre	kV anbefalinger (5 år)	Raster anbefalinger
1 (Vedlegg 1)	125 kV	Fjern raster
2 (Vedlegg 2)	85-117 kV	Ingen informasjon
3 (Vedlegg 3)	109 kV	Ingen informasjon
4 (Vedlegg 4)	Ingen informasjon	Vurder ut fra størrelse og problemstilling

På lik linje som European Guidelines bruker ”spesielle tilfeller”, benytter en av prosedyrene (vedlegg 4) ”vurder ut fra problemstilling”. European Guidelines sier ingen ting om hva spesielle tilfeller er. Prosedyren i vedlegg 4 gir heller ikke informasjon om hvilke problemstillinger som eventuelt vil kreve/ikke kreve bruk av raster. Slike variasjoner og utydeligheter danner spørsmålsgrunnlag for denne oppgaven.

1.3 Problemstilling og presentasjon av forskningsspørsmål

Hvilken dose mottar et 5 år gammelt barn ved en rtg thorax målt ved fantom, der en tilstreber optimalt forhold mellom dose og bildekvalitet?

Gjennom to forskningsspørsmål ønsker jeg å gjennomføre et forsøk som undersøker hvilke innvirkning 3 konkrete variabler har for dose og bildekvalitet ved en rtg thorax.

- kV, raster og Field of view (FOV)
- 1) I hvilken grad kan endring av kV, ved bruk av automatikk (AEC), gi variasjoner i dose og bildekvalitet. Dette forskningsspørsmålet vurderes både med og uten bruk av raster da raster er den andre variabelen jeg ønsker å undersøke i forsøket.
- 2) I hvilken grad vil økning av field of view (FOV), ved bruk av automatikk (AEC), gi variasjon i dose og bildekvalitet. Dette forskningsspørsmålet vurderes uten bruk av raster da FOV er den variabel som ønskes undersøkt.

Jeg har valgt å se på dose gitt til barnet presentert ved dose areal produkt (DAP). Dette falt naturlig ettersom DAP er en nasjonal og internasjonal akseptert dose benevnelse som mange i dag kan relatere til sitt eget arbeid. Når det gjelder bildekvalitet har jeg valgt å se på endringer i pixel egenskapene i bildene. Jeg ønsket å se i hvilken grad bruk/ikke bruk av tre konkrete variabler fører til endringer i gråtoneverdi, standardavvik og støy i bildene. Videre analyse av funn vil kunne relateres til registrert objektiv bildekvalitet. Funnene fra forsøket blir diskutert opp mot innhentede prosedyrer, samt hvilke implikasjoner funnene bør få for den praktiske utførelsen av rtg thorax på barn.

2.0 TEORI

2.1 Medisinsk strålebruk

I 1995 ble ”Professional standards for the education of radiographers” publisert av International Society of Radiographers and Radiological Technologists (ISRRT). Den hadde til hensikt å beskrive radiografens rolle, samt ansvarsområde, på en avdeling. Det ble lagt vekt på syv ulike fagfelt. Pasientbehandling, bruk av teknologi, optimalisering av stråledose, klinisk ansvar, organisering, kvalitetssikring utdanning og trening. Radiografen skulle kunne tenke samt være kritisk til eget arbeid. Radiografen skulle til enhver tid gi pasienten et best mulig tilbud i forhold til problemstilling. (ISRRT, 2004) I dagens samfunn er bevisstheten rundt strålingsindusert cancer økende. Kontinuerlig vurdering i henhold til berettigelse av en undersøkelse opp mot strålingsrisiko blir stadig viktigere.

På nasjonalt nivå definerer Norsk lov om strålevern og bruk av stråling, LOV-2000-05-12-36, kap III, §13 spesielle bestemmelser om medisinsk strålebruk:

”Medisinsk strålebruk skal utføres i samsvar med medisinske anerkjente og forsvarlige undersøkelses- og behandlingsmetoder, herunder ivaretagelse av strålevern. Ved medisinsk strålebruk skal den faglig ansvarlige vurdere om bruken av stråling er berettiget. Ved vurdering skal det blant annet tas hensyn til om nytteverdien overstiger den skadelige virkningen stråling kan ha. Det skal tas hensyn til den enkeltes nytte, samfunnets nytte og muligheten for å anvende alternative teknikker. Stråling skal unngås dersom man uten vesentlig ulempe kan oppnå samme resultat på annen måte, for eksempel ved bruk av andre metoder eller ved å fremskaffe resultater fra tidligere undersøkelser ”.

Ved gjennomføring av radiologiske prosedyrer skal en tilstrebe lavest mulig dose gitt til pasienten samtidig som en skal sørge for at resultatet er av tilstrekkelig høy kvalitet for å kunne stille en korrekt diagnose.

Strålevernloven er bygget opp rundt den internasjonale strålevernkommisjonen, International Commission on Radiological Protection (ICRP), sine grunnprinsipper. (ICRP, 1990)

- Berettigelse – fordelene ved undersøkelsen skal overveiende være større enn skaden som kan oppstå ved bruk av ioniserende stråling.
- Optimalisering – utførelse med lavest mulig stråledose samtidig som en oppnår ønsket diagnostisk informasjon. Dette handler om å utvikle gode prosedyrer og protokoller.
- Dosebegrensing – individuelle doser og potensiell fremtidig stråling skal holdes på et lavest mulig nivå.

Radiografer gjennomgår en grunnutdanning som gir dem en plattform for videre utvikling innen radiografifaget. Rammeplan for radiografutdanningen i Norge bygger på retningslinjene fra ICRP og ISRRT. Rammeplanen setter en standard for hva som forventes av en ferdig utdannet radiograf, og hvilke rolle vedkommende vil få. Den sier blant annet:

”Kunne begrunne sine handlinger overfor brukere, andre yrkesutøvere og overfor arbeidsgivere ut fra et vitenskapsteoretisk og forskningsmetodisk syn.” (ICRP, 1990)

”Kunne fremstille det optimale medisinske bildet for diagnostisk formål i forhold til gitt problemstilling.” (ICRP, 1990)

”Ha en reflektert holdning til teknologiens muligheter og begrensinger.” (ICRP, 1990)

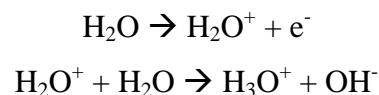
”Forstå, kunne forklare og handle i forhold til den somatiske og genetiske skade som medisinsk bruk av ioniserende stråler kan føre til.” (ICRP, 1990)

For å kunne tilfredsstillende de punkt som er nevnt over kreves at radiografen har tilstrekkelig grunnlag og kunnskap for å kunne se hvilke muligheter og begrensinger som ligger i faget. Ikke bare som nyutdannet, men i den videre hverdag som autorisert radiograf.

2.2 Biologisk effekt av diagnostisk strålebruk

Ved analog røntgenfotografering ville et lyst (underekspontert) bilde være en indikator for lav stråldose og tilsvarende for et mørkt (overekspontert) bilde en indikator for høy stråldose. Et digitalt røntgenbilde er i stor grad et produkt av ulike post prosesserings algoritmer, og det kan være vanskelig å avgjøre hvilken dose som ble gitt pasienten. (Adler et al, 2006)

Den biologiske effekten av stråling kommer av skade på DNA. Det første steget i absorpsjon av røntgenstråler er at fotonet avgir energi for å produsere et raskt tilbakevendende elektron. Dette elektronet kan skade DNA direkte, men i de fleste tilfeller vil elektronet reagere med ett vannmolekyl og produsere ett fritt radikal. Et fritt radikal er et atom eller molekyl med et uparet elektron i sitt ytterste skall, noe som er meget reaktivt. (Slovis T. 2008)



Figur 2.1: Dannelse av den frie radikal hydroksid (OH^-). (Slovis T. 2008)

Hydroksid (OH^-) er svært reaktiv og kan bevege seg korte avstander til DNA. 2/3 av strålingsindusert skade kommer fra hydroksid. De biokjemiske og fysiologiske skadene grunnet ioniserende stråling kan ta timer eller dager. Skaden kan ligge latent og vises i resultater etter flere år. Abnormaliteter på kromosomer kommer av skade på DNA. Grunnet at de skadde cellene overlever blir de stabile abnormalitetene en morfologisk forandring som er det første steget på veien mot strålingsindusert karsinogenesis (neoplastisk transformasjon). Videre har vi cellulær udødelighet. Dette kan forklares ved at de fleste kreftceller er etterkommere av en enkelt celle som har gjennomgått neoplastisk transformasjon. Strålingen produserer cellulær genetisk ustabilitet. Denne ustabiliteten overføres til senere generasjoner, en pågående økning i hastighet hvor den genetiske forandringen kommer til syne i etterkommerne av den bestrålte cellen etter mange generasjoner med celledeling. Dette blir omtalt som en ”non-targeted” effekt hvor skade oppstår i celler som selv ikke har vært utsatt for stråling. (Slovis T. 2008)

De fleste (85%) av tumorer hos barn fremtrer sporadisk, men i 15% av tilfellene er det en sterk genetisk base for strålingssensitivitet . (Slovis T. 2008)

Fra et helsesamfunns perspektiv vil all ioniserende stråling være potensielt farlig ettersom vi ikke vet hvor stor skade den kan gi. (Statens Strålevern, 2005)

2.3 Digitalisering

Digital røntgenteknologi overtok etter analog teknikk ved bruk av film folie. Radiografens kunnskaper innen anatomi, innstilling og posisjonering skal ikke være endret, men det er postprosesseringen som er forskjellen.

Ved postprosessering genereres et histogram som representerer gråtonefordelingen i det digitale bildet. Dette histogrammet sammenlignes med et forhåndsdefinert histogram for den aktuelle anatomiske avbildingen. Bildet blir prosessert i forhold til dette histogrammet. Dette gir et resultat, med en standard gråtonefordeling, til en viss grad uavhengig av hvilke eksponeringsverdier som ble benyttet. Dersom den gjennomsnittlige gråtonefordelingen ligger langt utenfor den standard det sammenlignes med vil ikke den digitale postprosesseringen være i stand til å produsere et bilde av diagnostisk kvalitet. Postprosessering er avhengig av at korrekt anatomisk område er valgt for undersøkelsen. Når bildedata er innhentet vil postprosesseringen kunne korrigere for spredt stråling, eksponeringsfeil samt re-skalere bildet til å fremstå med korrekt tetthet og kontrast. Dersom radiografen valgte albu fremfor ankel ved ankelavbildningen vil resultatet prosesseres med en suboptimal tetthet og kontrast. Dette kan resultere i negativ innvirkning på det endelige resultatet. En vil få lavdiagnostisk kvalitet på bilder tatt på barn, med post prosessering for voksne. (Adler A. et al. 2006)

Postprosessering kan ikke prosessere informasjon som grunnet dårlig arbeid og gjennomføring ikke eksisterer i bildet. Post prosessering kan ikke presentere diagnostisk informasjon som ikke er der. (Oakley J. 2003)

Digitale signal tillater langt høyere eksponering enn film folie gjorde. Dette skaper strålevernproblematikk da systemet tillater overeksponering. Postprosessering kan kompensere for overeksponering. Overeksponerte bilder korrigeres ved hjelp av histogram og postprosessering og fremstilles med diagnostisk tilstrekkelig kvalitet. Overeksponering vil være brudd på ALARA (As Low As Reasonably Achivable), og bør unngås til en hver tid. (Suleiman O. 2004)

Postprosessering kan bidra til godkjenning av flere bilder enn de analoge systemene gjorde. Men kvaliteten går ned på bilder som i utgangspunktet lå langt utenfor det optimale. Bilder som er underekspontert vil vise quantum mottle selv om tettheten er akseptabel, og overeksponerte bilder vil i de fleste tilfeller fremstå med lav kontrast. (Adler A. et al. 2006)

2.3.1 Digitale bilder

Et digitalt bilde er en todimensjonal funksjon $f(x,y)$, der x og y er plankoordinater, og amplituden til f ved alle koordinatpar regnes som intensiteten til bildet i det eksakte punkt. Et digitalt bilde består av et begrenset antall elementer, hver og en med sin bestemte plassering og verdi. Eksempler på digital bilder er gråtonebilder, fargebilder, binære bilder og multispektrale bilder. (Oakley J. 2003)

Bildekvalitet måles ut fra bildets skarphet og støynivå. For å oppnå høy bildekvalitet er en avhengig av god oppløsning (evne til å vise detaljer), god kontrast, lite støy og lite artefakter.

2.3.1.1 Oppløsning i det digitale bildet

Digitale bilder er bygd opp av pixler i rutenett med horisontale og vertikale linjer. Pixel er en forkortning for Picture element og er de minste oppløselige element i et digitalt bilde. Hver pixel består av et tall som angir intensiteten i et punkt i bildet. Rutenettet kaller en for en matrise og kan variere i størrelse. Matrisen danner den geometriske oppløsningen i bildet. En stor matrise vil gi høy oppløsning og et bilde med finere

detaljer, mens en liten matrise vil gi et langt grovere bilde og lav oppløsning. (Gonzalea R.C. et al. 2002)

2.3.1.2 Støy i det digitale bildet

Støy i et digitalt bilde defineres som tilfeldig og uønsket variasjon i intensitet på pixelnivå i områder hvor en forventer homogenitet. Økt støy i et bilde kan føre til at verdifull informasjon forringes eller går tapt. Støy måles ved SNR (signal/støy forhold) og sier noe om signalet som kommer inn og støyen i bildet. Når støyen minker øker bildekvaliteten. Et bilde med lite støy er langt mer behagelig å se på enn bilde med mye støy. (Oakley J. 2003)

2.3.1.3 Kontrast i det digitale bildet

Digitale bilder benytter det binære tallsystem og grå toner måles i antall bit. Et digitalt bilde innehar en serie bit plan, og gir uttrykk for antall grå toner et pixel kan være i stand til å vise. Gråtoneverdiene i bildet representerer den attenuasjonen som har funnet sted i objektet. Et digitalt bilde er av den grunn en gråtonepresentasjon av et objekt, fremstilling av variasjon av intensitet. Kontrastoppløsningen i bildet sier noe om muligheten til å skille strukturer med ulik gråtoneverdi fra hverandre. Digitale bilder gir mulighet for postprosessering av bilder for å fremheve strukturer av interesse i bildene. I mange tilfeller vil det være diagnostisk avgjørende å kunne skille ulike anatomiske strukturer fra hverandre, bildets evne til å gjøre dette blir ofte definert ved kontrast til støy forholdet (CNR) i bildet. CNR beskriver forholdet mellom SNR i to nærliggende områder. (Gonzalea R.C. et al. 2002)

2.3.2 Automatic Exposure Control (AEC)

AEC er programmert til å avslutte en eksponering når den har mottatt et tilstrekkelig antall fotoner. Ved den aktuelle maskinen benyttet i forsøket er AEC programmert til og kontrollerer mA og eksponeringstid (mAs produktet). (Phillips DigitalDiagnost, 2007)

AEC arbeider ut fra informasjon registrert ved hjelp av ionisasjonskammer.

Lokalisering av ionisasjonskammer og bruken av disse ved innstilling av pasienten er

avgjørende. AEC produserer bilder av diagnostisk kvalitet, men bare for strukturer plassert direkte over det aktuelle ionisasjonskammer. Ionisasjonskammer benyttes som oftest i en konfigurasjon av tre. Det mest vanlige er en konfigurasjon med ett kammer sentrert i senter av bildedetektoren, og med ett høyre og venstre sidekammer litt høyere opp på detektoren. De fleste konfigurasjoner lar deg arbeide med ett kammer, alle tre eller for eksempel de to sidekammer. (Adler A. et al. 2006)

Dersom ikke tilstrekkelig av den aktuelle struktur er posisjonert over det valgte kammer vil AEC prøve å produsere et bilde av diagnostisk kvalitet av det som befinner seg der. Den aktuelle struktur vil i dette tilfellet ende opp over- eller undereksponert.

Kollimering av sentralstrålen er også et viktig punkt når det kommer til bruk av AEC. Dersom du kollimerer bort fra et aktivt kammer vil kammeret arbeide som om tettheten i vevet er ekstremt høyt, som igjen vil føre til lang eksponering. Dette vil gi et overeksponert bilde og høyere dose enn nødvendig. Dersom du kollimerer for vidt kan du også møte problem grunnet økt spredt stråling. Spredt stråling kan føre til at AEC avslutter for tidlig og du får et undereksponert bilde. (Adler A. et al. 2006)

2.3.3 Eksponerings index value (EXI)

Eksponerings index (EXI) er et mål på mengden eksponering registrert av bildereseptor. Den er avhengig av mAs produktet, totalt detektor areal bestrålt og den totale stråletetthet. EXI er en objektiv indikator for bildekvalitet. De ulike leverandører kommer med anbefalinger for verdier av EXI som de mener representerer optimal bildekvalitet. (Bontrager et al, 2005)

EXI kan sammenlignes med hastighet og svertning av film ved de analoge system. Tilstrekkelig eksponering kan bare vurderes ved å se på støy i det eksponerte bildet. For øyet kan det være vanskelig å avgjøre om et bilde innehar lite eller mye støy, og EXI vil i den sammenheng være en indikator på om støy nivå i bildet er akseptabelt. (AAPM, 2009)

Philips DiagnostDigital DR system, som er brukt i forsøket, benytter en EXI som er invers proporsjonal til eksponering. EXI presenteres ved en skala hvor hvert trinn representerer (er avhengig av) en 25% endring i eksponering. Phillips anbefalinger for tilstrekkelig bildekvalitet ligger på verdier mellom 200-800. Optimal bildekvalitet anses å ligge rundt 500. (AAPM, 2009)

Tabell II Deler av Phillips skala for Eksponerings index value (AAPM, 2009)

Eksponerings index value (EXI)
100
125
160
200
250
320
400
500
630
800
1000

2.5 Parametre som påvirker dose og kvalitet

Tabell III Forhold med innvirkning på stråledose. (Seibert A. 2004)

Tema	Karakteristikk	Konsekvens
Subjekt kontrast	(økning i bildekvalitet) -lav kVp -høy SNR -bruk av raster	<i>Høyere dose</i>
Spatsiell oppløsning	(økning i detaljer) -mindre pixler -lav detektor fylning	<i>Høyere dose</i>
Radiografen	(optimalisering av parametre) -mer filtrering -høyere kVp -streng kolimering -høy DQE detektor	Lavere dose
Pasient posisjonering	(reduserer pasient artefakter) -høy kVp -god innstilling	<i>Mindre bevegelse</i>

Milliampere (mA) regulerer hvor mange fotoner som forlater røntgenrøret. Sammen med tid gir dette mAs-produktet. Den totale eksponeringstiden vil være avgjørende for den endelige dosen gitt til pasienten. En vil oppnå en halvering i dose ved å redusere mAs med 50%. Grad av mAs vil også være avgjørende for mengden støy i bildet, lav mAs gir få fotoner til detektor sammenlignet med høy mAs. (Cloake P. et al. 2007)

Kilovolt (kV) bestemmer energiene til de fotonene som forlater røntgenrøret. Den har en betydelig innvirkning på dose gitt til pasienten dersom andre faktorer holdes konstante. Doseendring ved regulering av kV vil være i størrelsesorden kvadratet til endringen. kV har som de andre faktorene innvirkning på støy i bildet, men også på vevskontrasten. Ved en økning i kV vil kontrasten i bildet reduseres som følge av en

høyere gjennomsnittlig fotonenergi og vevspenetrering. Men en økning i kV vil også føre til en nedgang i støy da flere fotoner vil ha høy nok energi til å treffe detektoren. (Cloake P. et al. 2007)

Blendefeltet, field of view (FOV), når en stiller inn for bildetaking er justerbart. Innblending til område av diagnostisk interesse (ODI), gir optimal dose til pasienten men kan være vanskelig å oppnå. Dersom blendefeltet viser seg å være for lite vil en måtte ta bildet om igjen og den totale dosen til pasienten øker til det dobbelte, et større felt vil i utgangspunktet gi en større dose men faren for gjentakning er mindre. Unødvendig stort blendefelt vil ha en "utglattende" funksjon på kontrasten og detaljspesifisiteten i bildet. (Cloake P. et al. 2007)

Aluminium (Al) og kobber (Cu) er de mest brukte metallene når det kommer til filtrering av røntgenstråler. Al har atomnummer 13 og Cu har atomnummer 29 i det periodiske system. Grunnstoffenes lave atomnummer gjør at de effektivt fjerner lav energetisk stråling. På røntgenapparatet er det alltid en naturlig filtrasjon som skyldes kjøleoljen, glass/metall vinduet på røret og absorpsjon i luft mellom apparat og stedet strålene anvendes. Ekstra filtrasjon blir plassert i fronten av vindu. For spenninger opp til 100 kV benytter en for det meste Al, mens for spenninger over 100 kV benytter en Cu. Korrekt bruk av tilleggsfiltrasjon fører til lavere stråledose til pasienten. (Bushong S. 2008)

Raster brukes for å absorbere spredd stråling (comptonspredning) og forbedre kontrasten i bildet. Spredd stråling er ikke ønskelig fordi det gir økt bakgrunnsslør på detektor, og mindre kontrast i bildet. Rasteret plasseres mellom pasient og detektoren. Det finnes både fastmonterte raster (røntgenbord og bucky), og løsraster som plasseres oppå bildeplatene. Faktorer som øker spredd stråling er økt kV, objekttykkelse, og FOV. (Bushong S. 2008)

2.6 Dose Areal Produkt

Nasjonale referanseverdier for konvensjonelle røntgenundersøkelser relateres i dag, i de fleste tilfeller, til Dose-Areal Produkt (DAP). DAP måles med et dose-areal produkt meter (DAP-meter) som er et ionisasjonskammer som overfører informasjon om mengde stråling som treffer et areal. DAP-meteret kan enten være innebygd i røntgenapparatet eller monteres eksternt. Innebygde DAP-meter måler stråledose i luft multiplisert med arealet til strålefeltet. Følsomheten til DAP-meteret øker med mindre areal, noe som blir ekstra viktig når en arbeider med barn. Resultatene jeg arbeider med i oppgaven presenteres i dGycm^2 . (Statens strålevern 2007)

Et ionisasjonskammer som er større enn det aktuelle området plasseres like under røntgen kollimatoren. Det plasseres perpendikulært til strålegangens sentralstråle og på et strategisk sted som dekker hele det bestrålte området. DAP ionisasjonskammeret må dekke hele strålefeltet for å kunne avgi en nøyaktig måling. Avlesninger av DAP kan endres ved å gjøre endringer på de tekniske faktorene (kVp, mAs), endring av feltstørrelse eller begge deler. (www.e-radiography.net)

DAP-meter ansees å være en bedre indikator for risikoen ved stråling enn entrance surface dose (ESD). Dette da DAP-meteret inkorporerer ESD med feltstørrelse. DAP var vist seg å stemme godt overens med den totale energien gitt til pasienten, noe som igjen kan relateres til den effektive dosen og den generelle risikoen for strålingsindusert kreft. (www.e-radiography.net)

DAP er definert som integralet til dose på tvers av røntgenstrålen. Dersom en tar utgangspunkt i at utgangsstrålen går fullt og helt til pasienten vil den avleste verdi for DAP være den øvre grense for energien absorbert av pasienten. DAP-meterets mulighet til å estimere stokastisk risiko er lav ettersom den ikke innehar informasjon om dosens fordeling i pasientens kropp. I slike tilfeller blir en nødt til å følge faktor for vektning av de ulike organ, og radiografens kunnskaper innen reduksjon av dose. DAP verdi for AP og PA thorax vil være den samme, men dose til brystvev vil være redusert i PA projeksjonen. (www.e-radiography.net)

3.0 METODE

Designet som jeg har valgt for oppgaven er kvantitativt og eksperimentelt.

Forskningsspørsmålene jeg har nedsatt for oppgaven ønsker jeg å bekrefte eller avkrefte empirisk gjennom et forsøk. Forsøket ble utført på fantom. En redegjørelse for forskningsetikken er gjort i kap. 5.4.1.

Radiologisk avdeling ved Haukeland Universitetssykehus, seksjon for barn, fikk i 2007 installert helt nytt utstyr ved ett av sine laboratorier. Laboratoriet ble utstyrt med DR(direkte røntgen) teknologi. Dette gav meg muligheten til å teste ut mine teorier på helt nytt utstyr. Samtidig gav denne avdelingen meg tilgang på resurser i form av radiografer som har pediatrik radiografi som sitt fagfelt. Dette åpnet for nyttig diskusjon rundt blant annet optimalisering av testprotokoll.

Videre har Haukeland Universitetssykehus en egen seksjon for medisinsk fysikk. Jeg kom i kontakt med medisinsk fysiker Kirsti Marie Øvrebø som bisto meg med blant annet kalibrering av laboratoriet og DAP-meter. Hun gjennomførte kalibreringer i forhold til avtalt testprotokoll, noe som gav kvalitetssikring av utstyr i forkant av testing.

Fantomet jeg hadde valgt ut for forsøket, ATOM 705-D, var lokalisert ved Høyskolen i Bergens avdeling Haukelandsbakken. Ved å gjennomføre forsøket på radiologisk avdeling Haukeland Universitetssykehus seksjon for barn, kunne fantomet enkelt hentes og leveres ved høyskolen etter behov og når laboratoriet var tilgjengelig for testing.

3.1 Litteratursøk

Det ble gjennomført søk på tidligere forskning og aktuell litteratur ved oppstart av dette prosjektet. Det ble benyttet generelle søkemotorer som Googlescholar, som videreformidlet til spesifikke artikkeldatabaser. Det ble også søkt direkte i ulike artikkeldatabaser. Jeg har foretatt søk i blant annet Medline, Pubmed, Svemed + og helsebiblioteket. Søkord som har vært benyttet er x-ray pediatric(paediatric), chest x-ray, radiation dose, collimation, conventional x-ray, image retakes/rejects, digital

radiography og image quality. Ved søk i de nordiske databasene benyttet jeg de ”nordiske” utgavene av de samme søkeordene.

Ved funn av relevant materiale benyttet jeg også muligheten til å søke opp primærlitteratur som var benyttet i de aktuelle studier. Jeg valgte også å søke opp forfattere som hadde publisert relevant litteratur. Dette for å undersøke om de hadde andre publikasjoner som kunne være av interesse. Søkene ble gjentatt flere ganger i løpet av den perioden jeg arbeidet med prosjektet.

Jeg fant relevant materiale i varierende grad. En kan få et inntrykk, som Hofmann og Waaler (2010) sier, at den generelle oppfatning var at innføring av de digitale systemer ville fjerne behovet for godt radiograffaglig arbeid. At dose og kvalitet nå ville ”løse” seg selv. Dette er ikke tilfellet og flere stiller seg nå spørsmålet ved hvorfor det foreligger så lite forskning på området.

3.2 Gjennomføring av forsøket

3.2.1 Utstyr

Laboratoriet som ble benyttet ved forsøket var Lab 1 ved Radiologisk avdeling Haukeland Universitetssykehus, seksjon for barn. Laboratoriet hadde Phillips røntgenrør på takstativ fra 2007.

Tabell IV Tekniske data for aktuelt laboratorie

Produsent	Phillips: DigitalDiagnost
Detektor	Cesium Iodine Scintillator (500 µm)
Detektorstørrelse	43 x 43 cm
Filter	2,5 mm Al Standard + 2,0 mm Al
Pixler	9 megapixler
Pixelstørrelse	143 µm
Presentasjon	DICOM

Fantomet som ble benyttet til forsøket var et ATOM 705-D barnefantom. Fantomet er en anatomisk presentasjon av ett 5 år gammelt barn.

Fantomet inkluderer ben, lunge og bløtvevs komposisjoner for en nøyaktig simulering av et ekte individ. Skjelettet er laget av en gjennomsnittlig sammensetning av normal kortikal og trebekulær benmasse og inkluderer virvelskiver og ryggmarg.

Fantomet består av 25 mm tykke seksjoner. Hver seksjon inneholder 5 mm store hulrom hvor en kan foreta TLD plasseringer for nøyaktig dosimetri avlesninger. Fantomet inkluderer hode, bryst/buk, øvre del av femur og genitalia. Med en høyde på 110cm og en vekt på 19 kg hadde fantomet en thorax dimensjon på 14x17cm.



Figur 3.1: Bildet viser modell 701(voksen mann), 702 (voksen kvinne) og 704 (1 år barn)

3.2.2 Standard innstilling

Jeg valgte å benytte seksjonens egen rtg thorax protokoll som min standard oppstilling. Standarden ble satt med det formål at en kunne ha en kontroll projeksjon som en hele tiden kunne vende tilbake til. Dette for å kontrollere at røntgenrøret og avleste målinger forble stabile. Den eneste endringen jeg foretok meg i forhold til seksjonen var at jeg

valgte en noe lavere kV. Jeg valgte en kV som lå nærmere midten av det området jeg hadde valgt å teste i forsøket.

Gjennom forsøket gikk vi flere ganger tilbake til standardoppsett, kjørte 5 kontroll målinger, for så å fortsette. Dette for å kunne oppdage blant annet om røntgenrøret begynte å bli overopphetet og målingene unøyaktige.

Tabell V Standard teknisk innstilling for forsøket

Fokus-detektor avstand	150 cm
Kammer	Midtkammer
Filter(innebygd)	4,8 mm Al
mAs	Automatikk (AEC)
kV	109
Raster	Ikke raster
Fokus	Stort fokus
Svertning	Minus 1
Feltstørrelse	20 x 20 cm
Pasientposisjon	PA (stående)



Figur 3.2 Innstilling av apparatur og fantom på Lab 1 ved Radiologisk avdeling Haukeland Universitetssykehus, seksjon for barn.

3.2.3 Definerings av område av diagnostisk interesse (ODI)

Før oppstart av forsøket var jeg avhengig av å definere ODI. Rent anatomisk kan en si at ODI for en rgt thorax er:

- Craniell avgrensing: inkludere lungeapex og diafragma
- Lateral avgrensing: inkludere laterale brystvegg på begge sider

Fantomet som ble benyttet i forsøket, Atom 705-D, kom med en teknisk spesifisering som tilsa en faktisk størrelse på thorax til 14x17cm. Ved en fokus-detektor avstand på 150cm kom vi frem til en standard feltstørrelse for forsøket på 20x20cm. Dette utgangspunktet gav oss et reelt oppsett med blendekant over skuldre og utenfor brystvegg bilateralt.

Feltstørrelse (FOV) ble holdt konstant (20x20cm) for forsøkets del1 og del2. Verken apparatur eller fantom ble flyttet på under gjennomføring av forsøket slik at sentralstrålen ble nøyaktig den samme.

Ved oppstart av del 3 av forsøket ble feltstørrelsen gradvis økt med 1 cm i høyde- og lengderetning for hver eksponering. Blendefeltet ble oppgitt med en desimal på apparatur, noe som gav rom for en feilmargen på 0.01-0.1 cm når det kom til FOV. Ettersom formålet med forsøket ikke er et spesifikt resultat men en observasjon av variasjon, anså vi ikke dette som noe utslagsgivende faktor for reliabiliteten eller validiteten til studiet.

3.2.4 Selve forsøket

Forsøket ble delt inn i 3 eksperiment. Eksperiment 1 og 2 representerer forskningsspørsmål 1 mens eksperiment 3 representerer forskningsspørsmål 2. I hver del ble alle faktorer bortsett fra den vi testet holdt konstante.

I forkant av hvert eksperiment ble det kjørt 5 kontrollmålinger med standard oppsett. I eksperimentene ble det registrert mAs produkt, DAP-verdier og eksponerings index for hver eksponering. Hvert eksperiment ble gjennomført 2 ganger og det er gjennomsnitt av disse som er presentert i oppgaven. Resultatene ble nedskrevet av to separate deltakere og ble i etterkant kontrollmålt mot hverandre.

- Eksperiment 1: i denne delen ønsket vi å se på endring av kV. En testet et kV spekter som gikk fra 70-150 kV. 70 er av de laveste kV verdiene som er nevnt i litteraturen ved rtg thorax og 150 kV er maks verdi på maskinen. Vi fulgte forhåndsinnstilte kV intervaller og endte opp med 13 eksponeringer.
- Eksperiment 2: i denne delen ønsket vi å se på bruken av raster. Vi endret standardoppsettet slik at raster ble tilført. Så kjørte vi de samme eksponeringene vi kjørte i del 1.
- Eksperiment 3: i den siste delen av forsøket ønsket vi å se på økning av FOV. Med utgangspunkt i standardoppsettet valgte vi å øke FOV med 1cm i høyde- og lengderetning for hver eksponering. Som nevnt i kap 3.2.4 detekterte vi her en feilmargen på 0.1cm da blendeangiveren på maskinen bare opererte med 1 desimal. Vi eksponerte til max utblending og endte opp med 23 eksponeringer.

Disse tre eksperimentene gav resultater som vil bli presentert opp mot de to forskningsspørsmålene.

3.3 Dataanalyser

3.3.1 Bildeanalyser

Analysene av bildeinformasjon ble gjennomført og analysert ved bruk av MatLab programvare (The Mathworks, Natvick Massachusettes, USA) versjon R2008b og ved hjelp av Medical Image Processing, Analysis and Visualization (MIPAV) versjon 10.3(2011). Jeg benyttet meg i hovedsak av analyser som så på endringer med innvirkning på gråtonefordelingen i bildene. Jeg kjørte subtraksjonsanalyser for å se på endring av informasjonstilgang(signal), samt på kontrast (bildets evne til å skille ulike strukturer) med tanke på diagnostisk kvalitet.

3.3.2 Statistisk analyse

De statistiske analysene ble gjennomført ved bruk av SPSS for windows (SPSS inc. Chicago, IL, USA) versjon 18. Alt materialet som er hentet inn i forsøket er kontinuerlige data hvor en ønsker å belyse tre forhold knyttet til fordelingen av disse. Sentrum i fordelingen(gjennomsnitt/median), spredning i fordelingen(standardavvik) samt formen på fordelingen(grafer).

3.3.3 Beregning av ODI ved økende feltstørrelse(FOV), "klipping"

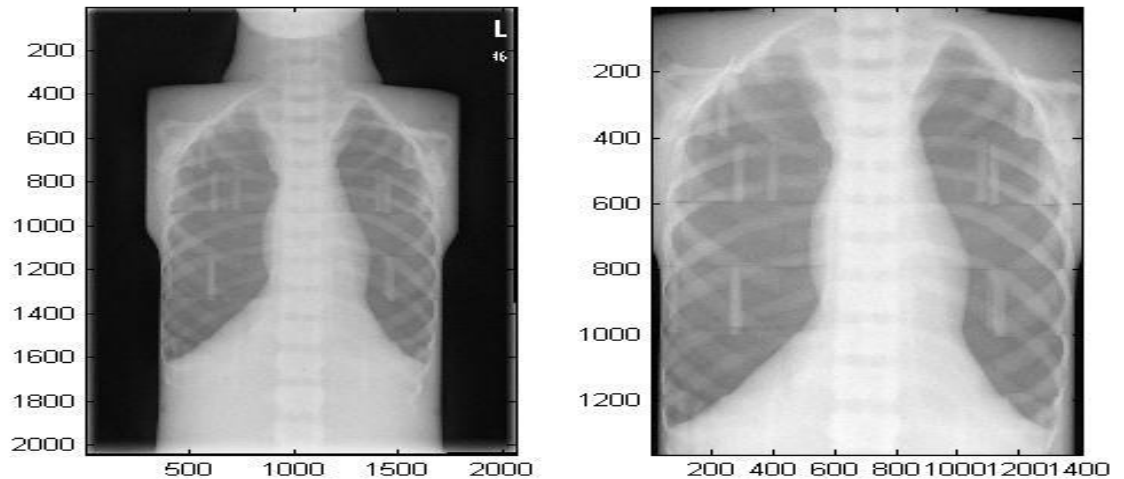
I del 3 av forsøket fikk vi ut bilder som ikke lenger hadde samme tekniske dimensjon som del 1 og 2. For å kunne arbeide med disse bildene med likt sammenligningsgrunnlag var jeg avhengig av å hente ut de samme pixlene som dannet ODI i standardoppsettet. Dette ble gjennomført ved hjelp av MatLab.

Matrisestørrelsen til bildene i standardoppstillingen var (1371, 1411). Ettersom verken apparatur eller fantom ble flyttet på gjennom forsøket kunne vi anta at senter i bildet var det samme ved økning av FOV. På bakgrunn av dette kunne vi regne oss frem til og "klippe" bildene i del 3 slik at vi satt igjen med de samme pixlene som i del 1 og 2.

$$\begin{array}{ll} (X-1371)/2 = \text{Start} & 2044 - \text{Start} = \text{Slutt} \\ (Y-1411)/2 = \text{Start} & 2062 - \text{Start} = \text{Slutt} \end{array}$$

Eksempel standardoppsett med økt FOV til 30x30cm, matrisestørrelse (2044(X),2062(Y))

$$\begin{array}{ll} (2044-1371)/2 = 337 & 2044 - 337 = 1707 \\ (2062-1411)/2 = 326 & 2062 - 326 = 1736 \end{array}$$



Figur 3.3 Ny matrise for bildet er (337:1707, 326:1736)

3.3.4 Bilderegistrering

Grunnet den potensielle feilmarginen nevnt under punkt 3.2.3 valgte jeg å foreta en bilderegistrering hvor jeg registrerte alle bildene i forsøket opp mot en valgt standard. Ved hjelp av MIPAV (optimized automatic image registration) registrerte jeg alle de 63 ”klippede” bildene i forsøket mot valgte standard. Flere ulike registreringsalgoritmer ble testet ut for å komme frem til best mulig resultat. Å unnlate denne registreringen ville hatt størst innvirkning på resultatene i del 3, men det bidrar også til en optimalisering av alle resultatene i oppgaven.

3.3.5 Uønsket pixel informasjon

Ved gjennomføring av forsøket ble de eksponerte bildene nummerert fra 1-63. Nummeret ble plassert oppe til høyre i bildet. Bildene 1-36 (med standard oppsett 20x20cm) fikk dette nummeret inkludert i det endelige bildematerialet, mens bildene 37-63 fikk deler eller hele nummeret fjernet ved ”klipping” til standard matrisestørrelse.

Pixlene som representerte disse numrene ble antatt å innvirke på analyser og resultater i form av en feilkilde. Det ble da foretatt ytterligere ”klipping” av alle de 63 bildene for å sørge for et identisk sammenligningsgrunnlag av bildemateriale som utgangspunkt for analyser.

4 RESULTAT

Resultatene ble innhentet gjennom 3 eksperiment. Eksperiment 1 og 2 danner grunnlaget for forskningsspørsmål 1 mens eksperiment 3 danner grunnlaget for forskningsspørsmål 2. Av den grunn ønsker jeg å presentere resultatene fra eksperiment 1 og 2 sammen og eksperiment 3 separat.

4.1 Forskningsspørsmål 1

Eksperiment 1 ble gjennomført med det formål å se hvordan endring i kV gav utslag på variasjon i dose gitt til pasienten og bildekvalitet. Apparatet ble stilt inn til standard oppsett og det ble først kjørt 5 kontroll eksponeringer ved 109 kV. En registrerte ved denne kontrollen stabile målinger både ved avlest mAs produkt og DAP-verdier.

Eksperiment 1 undersøkte følgende kV verdier:

70, 77, 81, 85, 90, 96, 102, 109, 117, 125, 133, 141, 150 (totalt 13 eksponeringer)

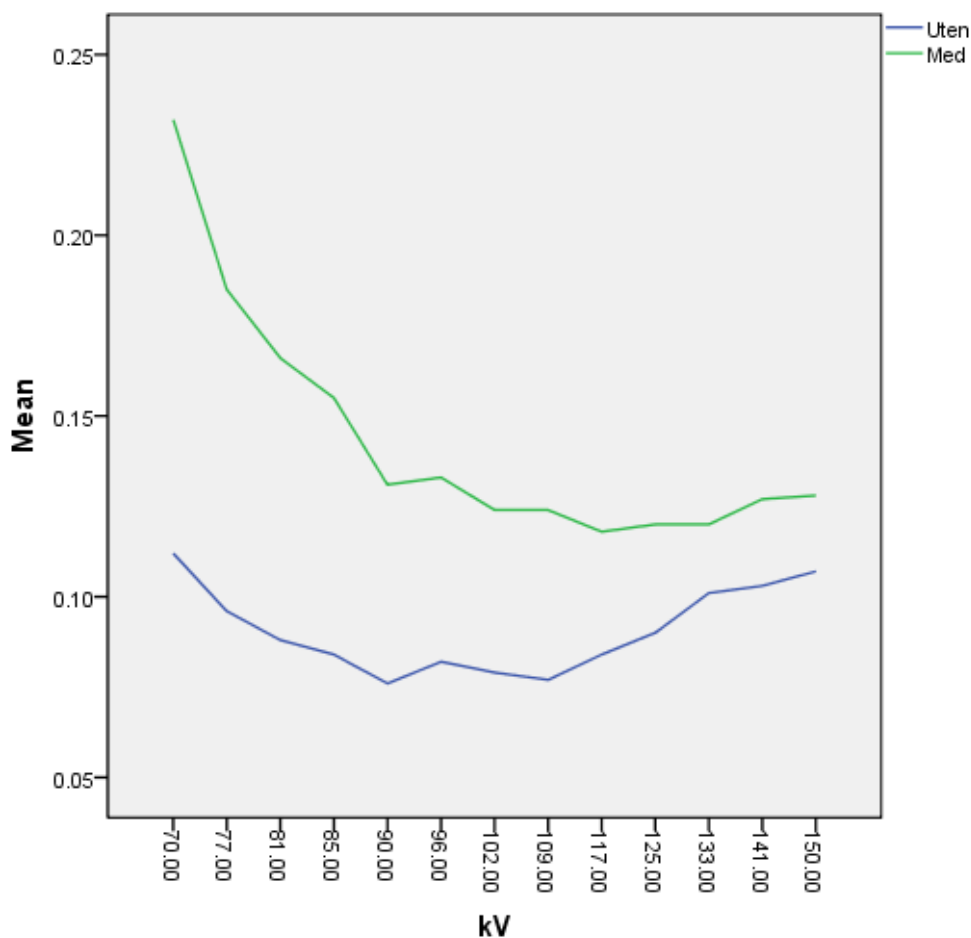
Alle andre tekniske parametre og fysiske innstillinger ble holdt konstante.

Eksperiment 2 undersøkte de samme verdier for kV som de undersøkt i eksperiment 1, men ved eksperiment 2 ble der tilført raster før oppstart. Før oppstart av eksperiment 2 ble der kjørt 5 kontrollmålinger for å detektere en eventuell endring i registrerte målinger. Kontrollverdiene var stabile for både mAs og DAP-verdier.

Tabell VI DAP verdier målt i dGycm^2					
Med/uten raster	N	Mean	Min	Max	SD
Uten	13	0.0907	0.08	0.11	0.01197
Med	13	0.1433	0.12	0.23	0.03352

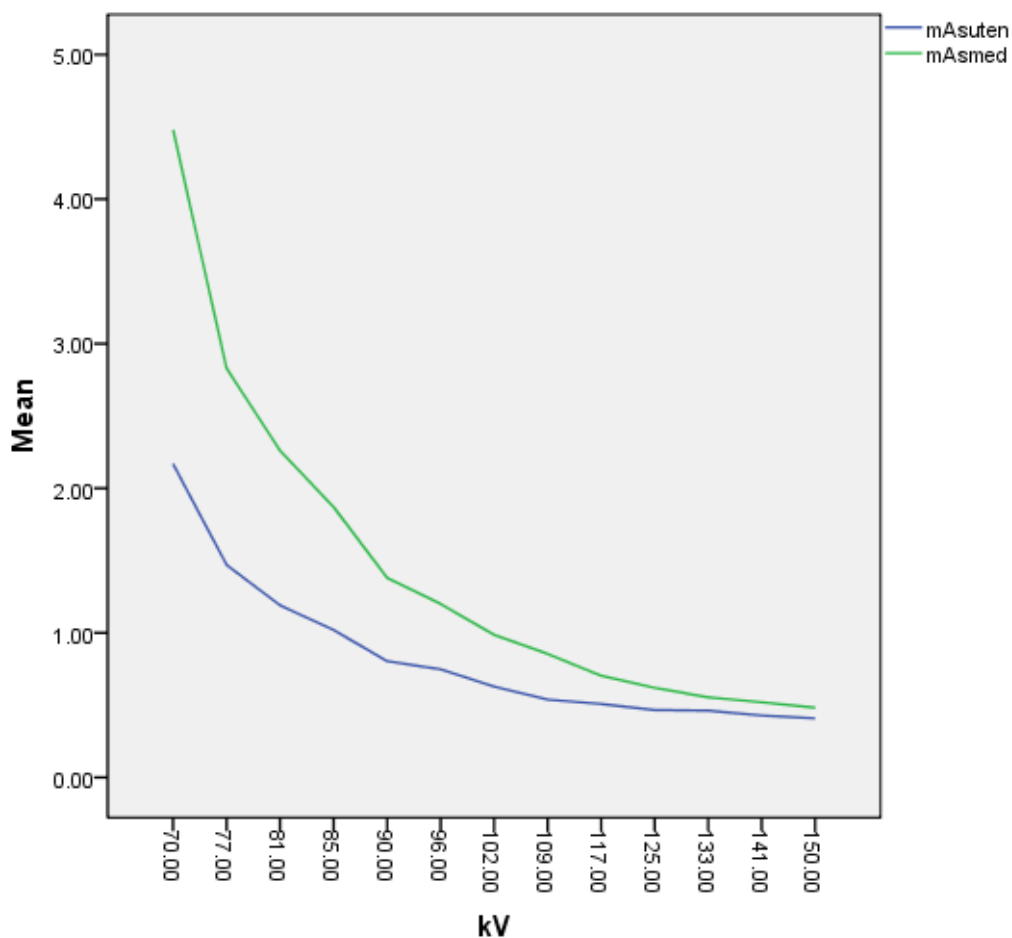
Tabell VI viser en gjennomsnittlig DAP-verdi på 0.0907 (+/- 0.01197) dGycm² for de 13 eksponeringene målt i eksperiment 1. Tabellen viser for de tilsvarende eksponeringene, målt i eksperiment 2, med bruk av raster en gjennomsnittlig DAP-verdi på 0.1433 (+/- 0.03352) dGycm².

Ved å kjøre en paret t-test for resultatene innhentet i eksperiment 1 og eksperiment 2 når det gjelder målte verdier for DAP, får jeg $t = 6.338$. Tabell B4 (Altman, 1999) over t-fordelingen med $n = 13$, $n-1 = 12$ frihetsgrader, gir en p-verdi < 0.001 .



Figur 4.1 DAP-verdier (dGycm²) presentert ved eksperiment 1 og eksperiment 2.
(Mean representerer registrert DAP-verdi)

Figur 4.1 viser endring i DAP-verdier med og uten bruk av raster. Både eksperiment 1 og eksperiment 2 viser høyere registreringer for DAP ved lave verdier av kV. For eksponeringer tatt uten raster (eksperiment 1) får vi en nedgang i målte DAP verdier ved økning av kV fra 70 kV frem til 90 kV. Mellom 90-109 kV stabiliserer målingene seg og etter 109 kV stiger verdiene igjen. For eksponeringer tatt med raster (eksperiment 2) får vi en kontinuerlig nedgang i målte DAP verdier frem til 117 kV. De målte verdiene stabiliserer seg mellom 117 og 133 kV for så å stige litt. Det er en statistisk signifikant ($p < 0.001$) forskjell i dose gitt til pasienten ved eksperiment 1 og eksperiment 2.

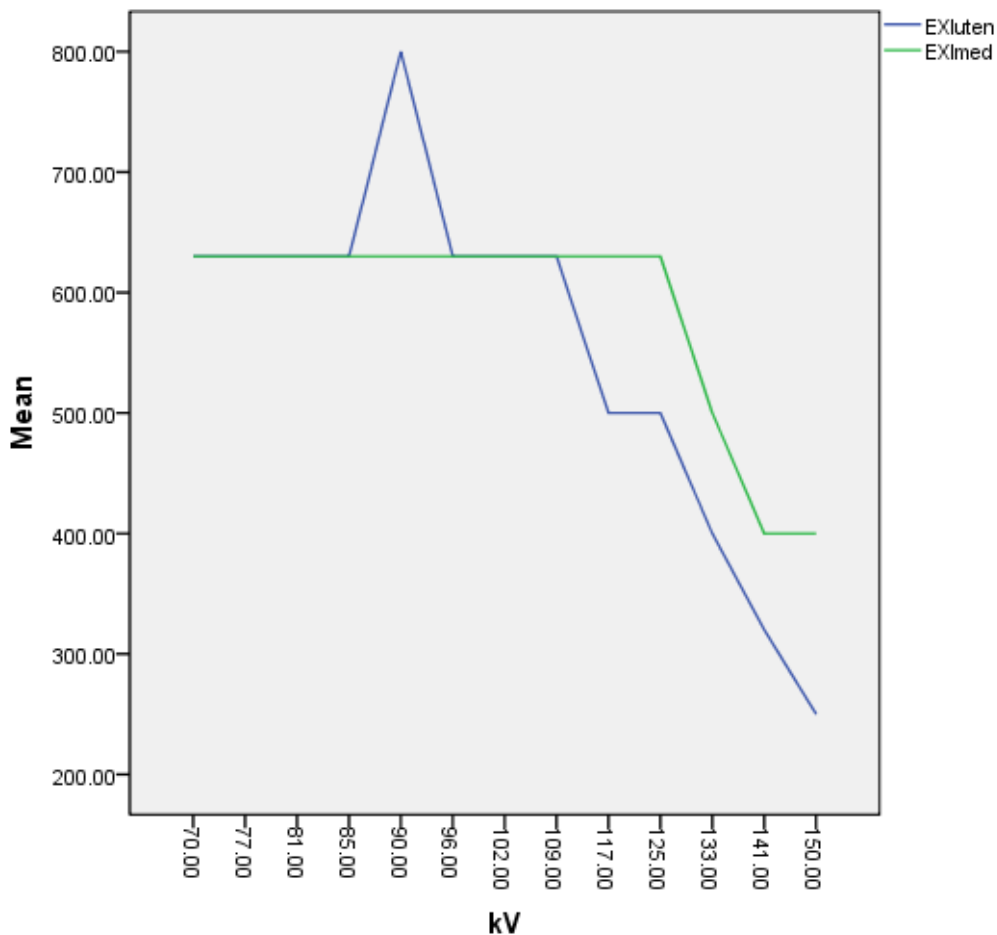


Figur 4.2 Endringer i mAs produkt ved eksperiment 1 og eksperiment 2. (Mean representerer registrert mAs-produkt)

Ekspirement 1 viser et gjennomsnittlig mAs produkt på 0.8338 (+/- 0.517). Ekspirement 2 viser et gjennomsnittlig mAs produkt på 1.4415 (+/- 1.169).

Ved å kjøre en paret t-test for resultatene innhentet i ekspirement 1 og ekspirement 2 når det gjelder målte verdier for mAs, får jeg $t = 3.361$ Tabell B4 (Altman, 1999) over t-fordelingen med $n = 13$, $n-1 = 12$ frihetsgrader, gir en p-verdi < 0.01 .

Figur 4.2 viser høyere verdier for mAs-produkt ved lavere verdier for kV. Vi ser en kontinuerlig reduksjon av mAs-produktet ved økning av kV både i ekspirement 1 og 2. Eksponeringer gjennomført med raster gir høyere verdier for mAs enn eksponeringer uten raster. Det foreligger statistisk signifikant ($p < 0.01$) forskjell på målt mAs-produktet i ekspirement 1 og ekspirement 2.



Figur 4.3 Endringer i eksponeringsindex (Exi) ved ekspirement 1 og ekspirement 2. (Mean representerer registrert eksponeringsindex)

Vi ser en gradvis nedgang i eksponeringsindex både med og uten bruk av raster. Bruk av raster medfører en mer stabil Exi verdi mens eksponeringer uten bruk av raster viser flere endringer. Den totale endringen i Exi ved bruk av raster går fra eksponeringsklasse 630 til 400. Dette medfører to endringer i eksponering gjennom eksperiment 2. Bilder tatt uten bruk av raster går fra eksponeringsklasse 800 til 250. Dette medfører 5 endringer i eksponering gjennom eksperiment 1. Endringer i eksponeringsklasse er nevnt under punkt 2.3.3.

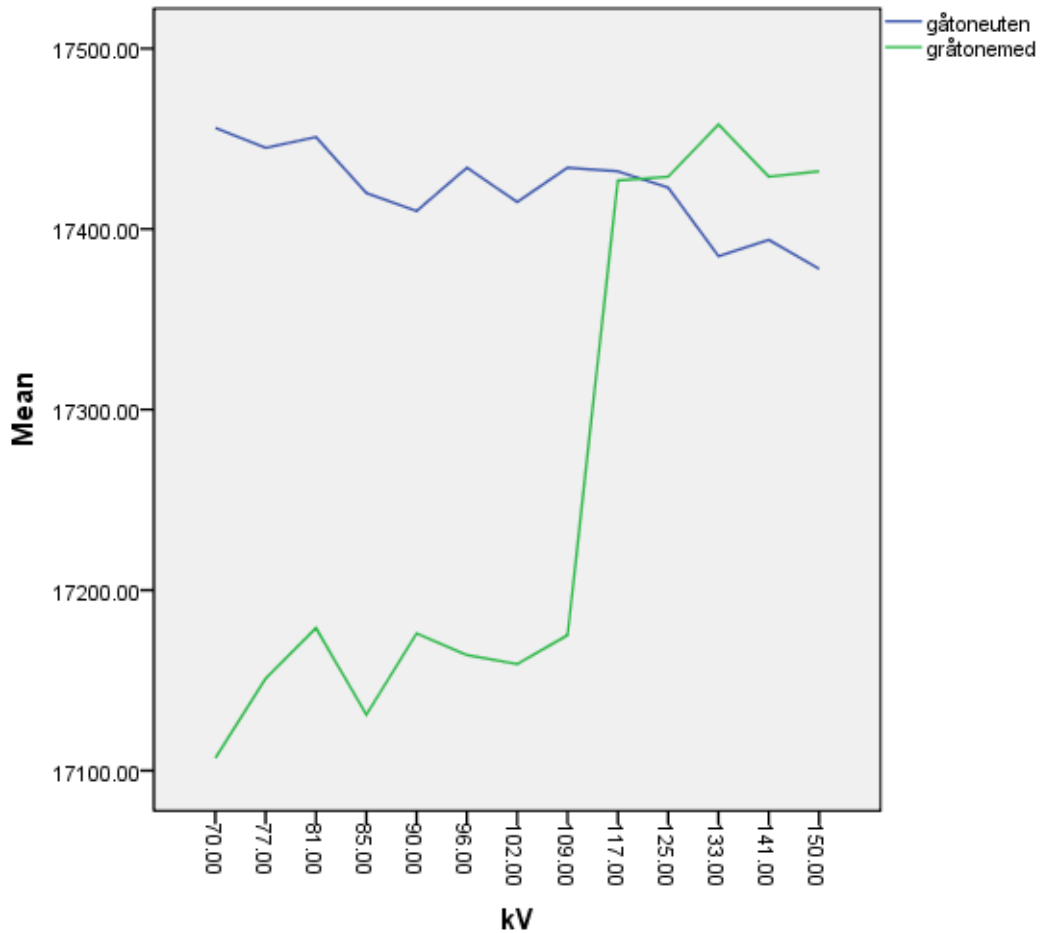
Alle de målte verdiene for Exi i eksperiment 1 og eksperiment 2 ligger innen Phillips anbefalinger for DigitalDiagnost når det kommer til objektiv bildekvalitet. Deres anbefalinger strekker seg fra 200-800, med optimal bildekvalitet på 500.

Ved bruk av AEC er røntgendetektor avhengig av en tilmålt mengde signal for å produsere bilder av diagnostisk tilstrekkelig kvalitet. Figur 4.3 viser en økning i Exi for bilder tatt uten raster ved 90 kV. På dette punkt registrer vi en Exi på 800. Dette er en verdi som ligger helt på grensen til hva som ansees som tilstrekkelig bildekvalitet, og en ser ved neste eksponering 96 kV at denne reguleres ned til 630. Denne endringen medfører en økning av DAP-verdi som vist i figur 4.1.

Tabell VII Gjennomsnittlige gråtoneverdier registrert i eksperiment 1 og 2					
Raster	N	Mean	Min	Max	SD
Uten	13	17421	0	30000	24
Med	13	17262	0	30000	143

Eksperiment 1 viser en gjennomsnittlig gråtoneverdi på 17421 (+/- 24) for de 13 eksponeringene. Eksperiment 2 viser for de tilsvarende eksponeringene med bruk av raster en gjennomsnittlig gråtoneverdi på 17262 (+/-143). Det presenterte resultatet er gjennomsnittet av de 13 eksponeringenes gjennomsnittlige gråtoneverdier.

Ved å kjøre en paret t-test for resultatene innhentet i eksperiment 1 og eksperiment 2 når det gjelder gjennomsnittlige gråtoneverdi, får jeg $t = 3.560$. Tabell B4 (Altman, 1999) over t-fordelingen med $n = 13$, $n-1 = 12$ frihetsgrader, gir en p-verdi < 0.01 .



Figur 4.4 Endring i gjennomsnittlig gråtoneverdi fra eksperiment 1 og eksperiment 2. (Mean representerer registrert gjennomsnittlig gråtoneverdi)

Bildene eksponert i eksperiment 1 viser liten endring i gjennomsnittlig gråtoneverdi. En ser en liten nedgang i verdi ved økning av kV. Når det gjelder gjennomsnittlig gråtoneverdi for bildene eksponert i eksperiment 2 ser vi lavere registrerte verdier, enn eksperiment 1, frem til 109 kV. Ved 109 kV får vi en distinkt økning i gjennomsnittlig gråtoneverdi til over de verdier registrert i eksperiment 1. Det foreligger en statistisk signifikant ($p < 0.01$) forskjell i gråtoneverdi for eksperiment 1 og eksperiment 2.



Figur 4.5 Endring i standardavvik for eksperiment 1 og eksperiment 2. (Mean representerer registrert standardavvik)

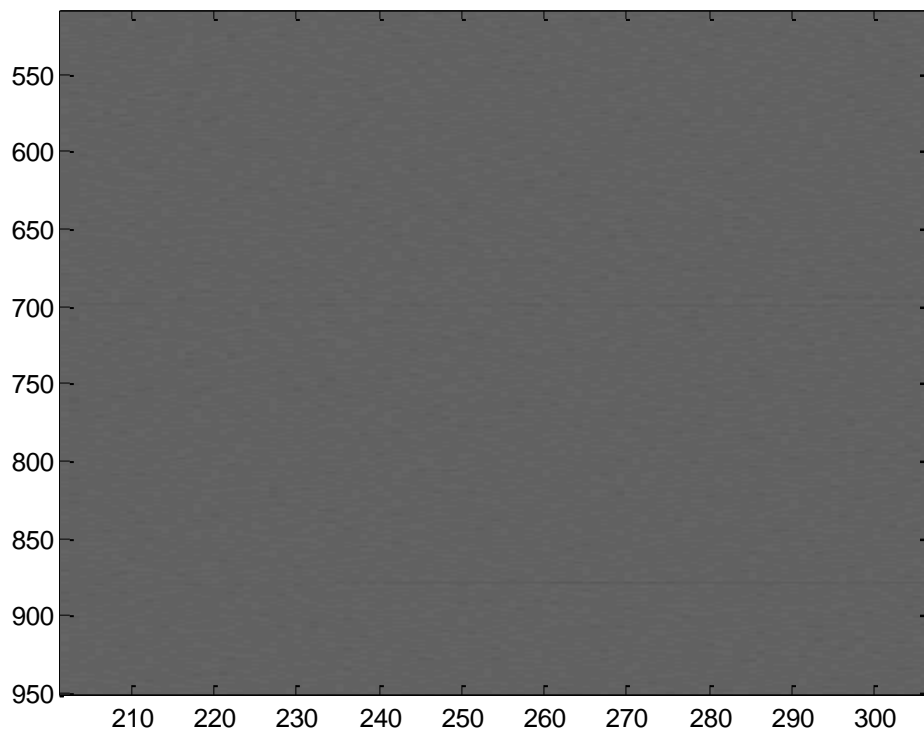
Eksperiment 1 viser et gjennomsnittlig standardavvik på 5206 (+/- 26) for de 13 eksponeringene. Eksperiment 2 viser for de tilsvarende eksponeringene med bruk av raster et gjennomsnittlig standardavvik på 5149 (+/-46).

Ved å kjøre en paret t-test for resultatene innhentet i eksperiment 1 og eksperiment 2 når det gjelder gjennomsnittlige gråtoneverdi, får jeg $t = 6.237$. Tabell B4 (Altman, 1999) over t-fordelingen med $n = 13$, $n-1 = 12$ frihetsgrader, gir en p-verdi < 0.001 .

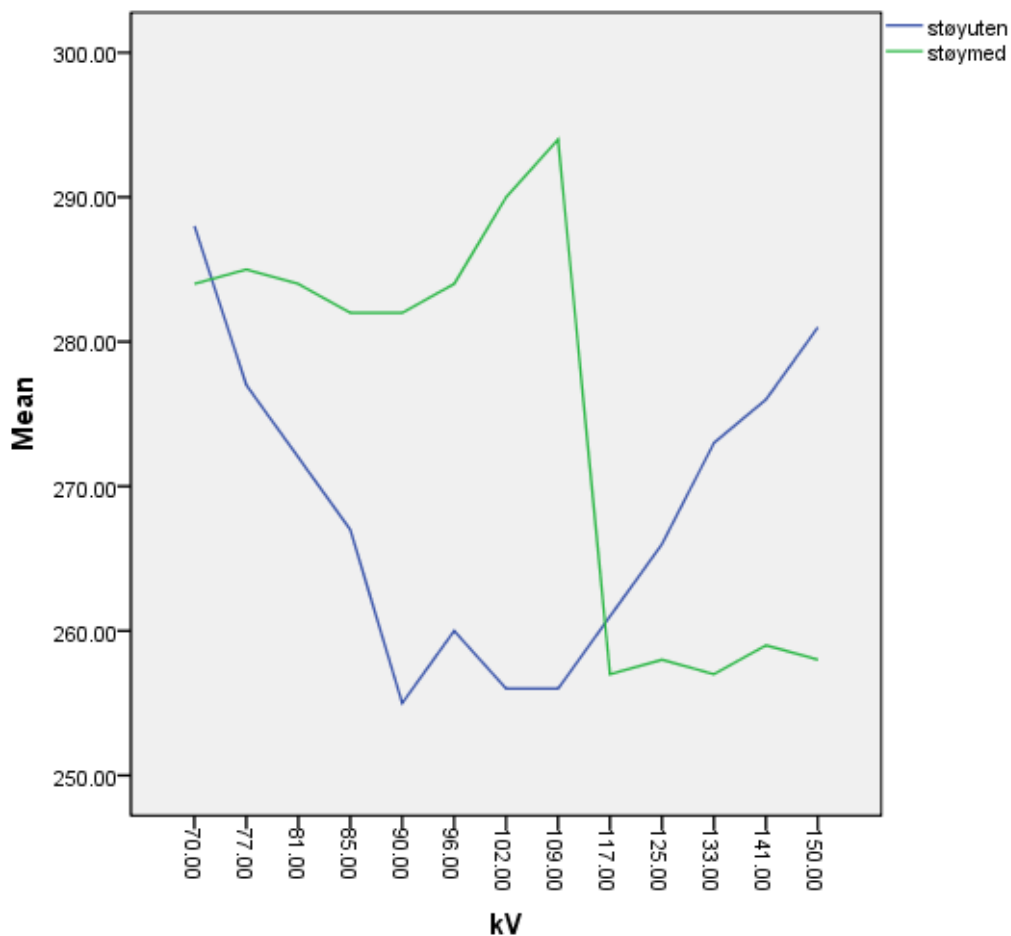
Figur 4.5 viser at vi får en økning i standardavvik ved økning av kV. Denne økningen indikerer at høyere kV gir mer signal i bildet. Det foreligger en statistisk signifikant ($p < 0.001$) forskjell i standardavvik for eksperiment 1 og eksperiment 2.

På bakgrunn av gjennomsnittlig gråtoneverdi og standardavvik ved de eksponerte bildene kan en si noe om signaltilgangen i bildet. For å avgjøre om det er diagnostisk god kvalitet på bildene må en også ta høyde for støy i bildene.

For å gjøre en støyberegning av bildene gjorde jeg den antagelse at det forelå stabil gausisk støy i alle de inkluderte bildene i eksperiment 1-3. Ved å medianfiltrere bildene satt jeg igjen med ønsket signal minus støy. Ved å trekke signalene fra original bildet kunne jeg tallfeste mengden støy som fantes i bildet.



Figur 4.6 Eksempel på støy hentet ut fra bilde 5 i eksperiment 1. Jevn fordeling av bakgrunnsstøy samt horisontale artefakter som viser til skiveinndelingen i fantomet. Ingen diagnostiske signaler antas å ha blitt fjernet.



Figur 4.7 Endring i bakgrunnstøy for eksperiment 1 og eksperiment 2 (Mean representerer registrert støy i bildet)

Eksperiment 1 viser et gjennomsnittlig bakgrunnstøy på 268 (+/- 10) for de 13 eksponeringene. Eksperiment 2 viser for de tilsvarende eksponeringene med bruk av raster en gjennomsnittlig bakgrunnstøy på 274 (+/-14).

Ved å kjøre en paret t-test for resultatene innhentet i eksperiment 1 og eksperiment 2 når det gjelder gjennomsnittlige gråtoneverdi, får jeg $t = 1.176$. Tabell B4 (Altman, 1999) over t-fordelingen med $n = 13$, $n-1 = 12$ frihetsgrader, gir en p-verdi < 0.1 .

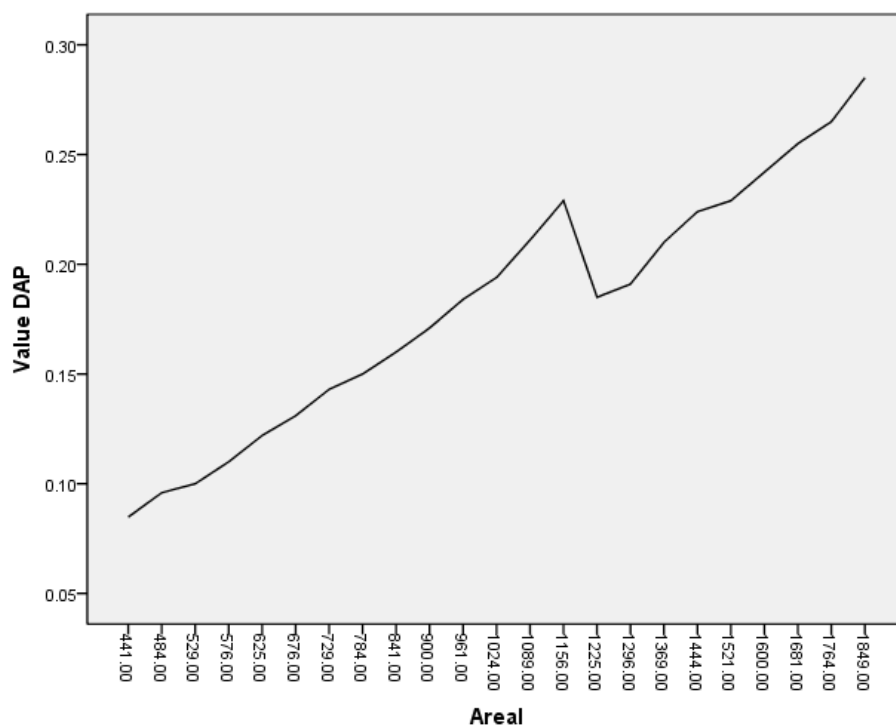
Rent statistisk foreligger det ingen signifikant forskjell på mengden støy i bildene i eksperiment 1 og 2. Dersom vi visuelt vurderer fremstilling av kurvene i figur 4.7 ser vi likevel at det er helt tydelige forskjeller på hvordan støyfordelingen er i de to eksperimentene.

Kurven som representerer eksponeringene tatt uten raster har et høyt støynivå ved lave verdier for kV. Etter hvert som kV stiger, synker støymengden. Når vi passerer 109 kV øker støynivå igjen. Ut fra kurven kan en si at eksponeringer mellom 90 og 109 kV for eksponeringer uten raster gir lavest støy i bildene. Når det gjelder eksponeringer tatt med raster ser vi klart høyere nivå for støy for verdier frem til 109 kV. Etter dette punkt faller støynivå og ligger for kV verdier høyere enn 109 kV lavere enn for de tatt uten raster.

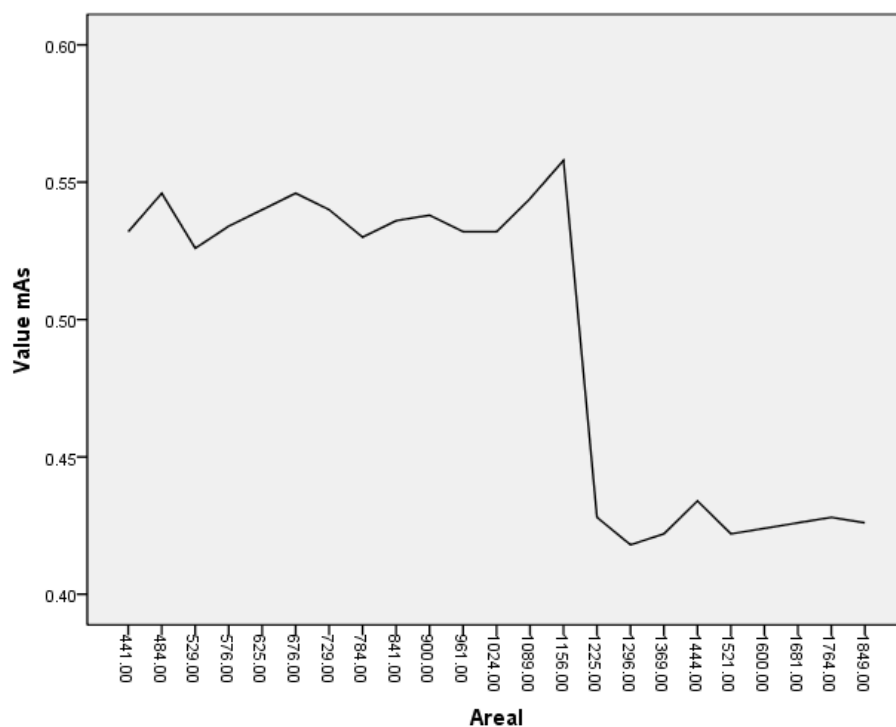
Når en ser på disse 3 faktorene (gjennomsnittlig gråtoneverdi, standardavvik og støy) sammen kan en si at dersom en bruker raster på rtg thorax på barn må en benytte verdier for kV over 109 for at fotonene skal ha tilstrekkelig energi til å penetrere raster og gi bilder med lavest mulig støy og mest mulig diagnostisk informasjon. Når det gjelder bilder tatt uten raster ser vi at verdier høyere enn 109 kV gir mer detaljer og diagnostisk informasjon, men når vi passerer 109 kV tilfører vi også mer støy til bildet.

4.2 Forskningsspørsmål 2

Eksperiment 3 ble gjennomført med det formål å se i hvilken grad økning av FOV innvirket på dose gitt til pasienten og bildekvalitet. Apparatutrustning ble stilt inn til standard oppsett og det ble kjørt 5 kontroll eksponeringer ved FOV 20 x 20 cm før oppstart av eksperimentet. En registrerte ved denne kontrollen stabile målinger både ved avlest mAs produkt og DAP-verdier. I forkant av hver eksponering foretok jeg en økning av FOV med 1 cm horisontalt og 1 cm vertikalt. Feilkilder i sammenheng med denne økningen er diskutert under punkt 3.2.3. Forsøket ble gjennomført frem til maksimal FOV som ved Phillips DigitalDiagnost er 43 x 43 cm. Dette gav 23 eksponeringer i eksperiment 3.



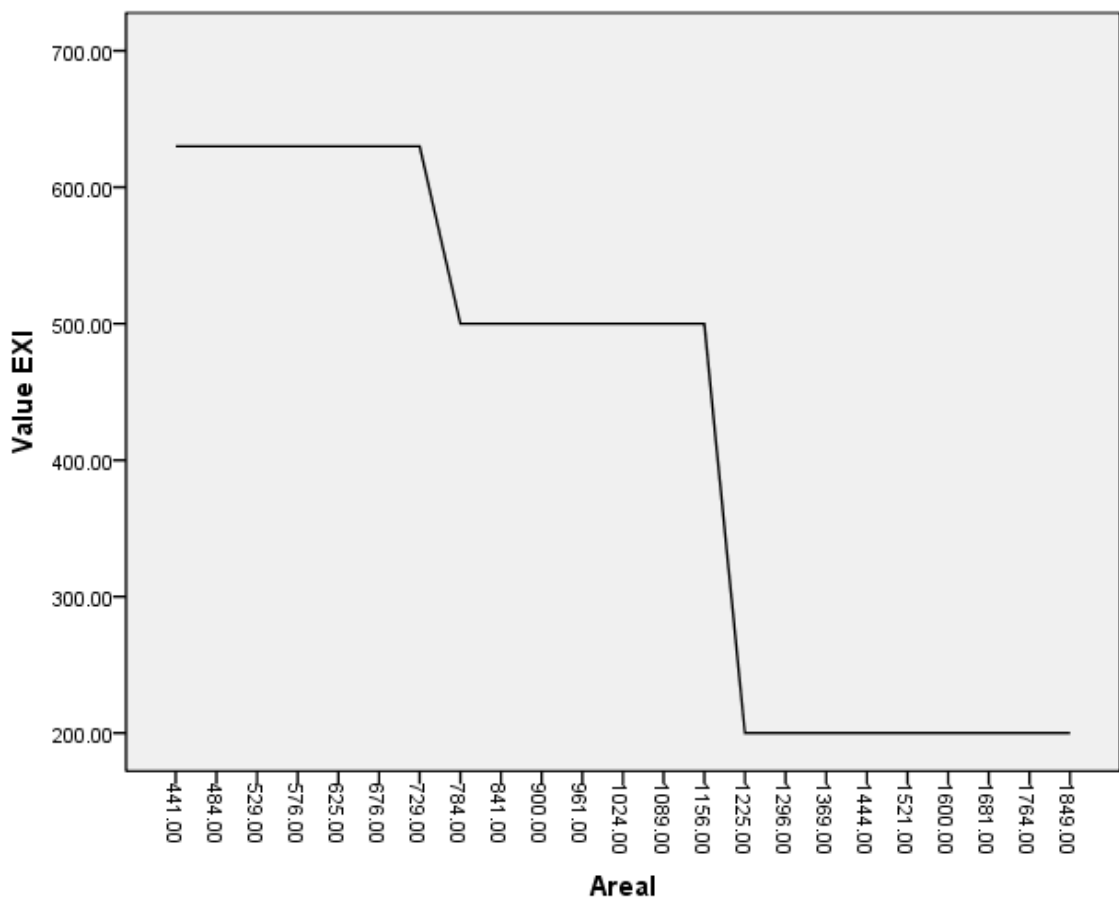
Figur 4.8 Endring i registrert DAP-verdi (dGycm²) ved eksperiment 3



Figur 4.9 Endring i registrert mAs-produkt ved eksperiment 3

Figur 4.8 viser en stabil økning i DAP-verdi ved økning i FOV. Ved økning fra FOV 34 x 34 cm til FOV 35 x 35 cm får vi et tydelig fall i DAP-verdi. Etter dette får vi igjen stabil økning frem til maksimal FOV.

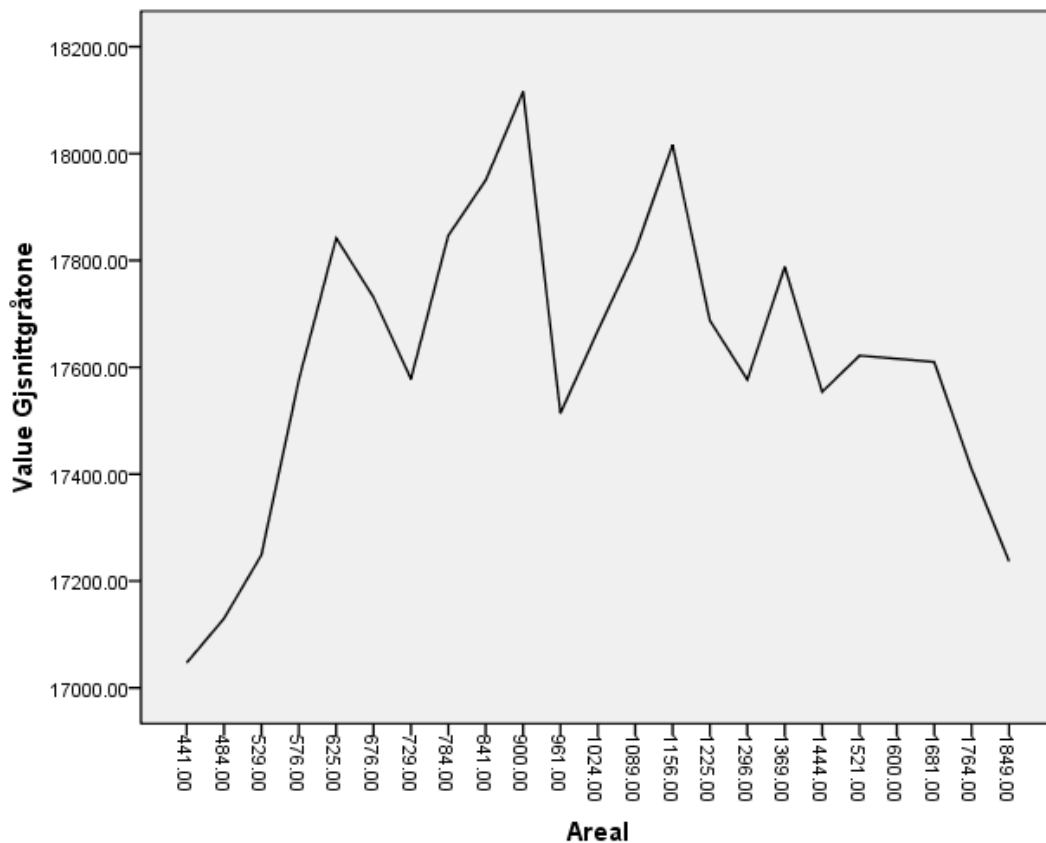
Figur 4.9 viser mAs-produktet for økning av FOV. Frem til FOV 34 x 34 cm ser vi relativt liten endring i mAs-produktet. Etter FOV 34 x 34 cm registrerer vi et tydelig fall i verdi for så og videre vise liten endring frem til maksimal FOV. Endringen i mAs-produkt faller på samme punkt som endring i DAP-verdi. Et fall i mAs-produkt viser å ha direkte innvirkning på registrert DAP-verdi. mAs forholder seg stabil etter endringen ved FOV 34 x 34 cm og det bestrålte arealet (økende FOV) er avgjørende faktor for videre økning i DAP.



Figur 4.10 Endringer i eksponeringsindex (Exi) ved eksperiment 3

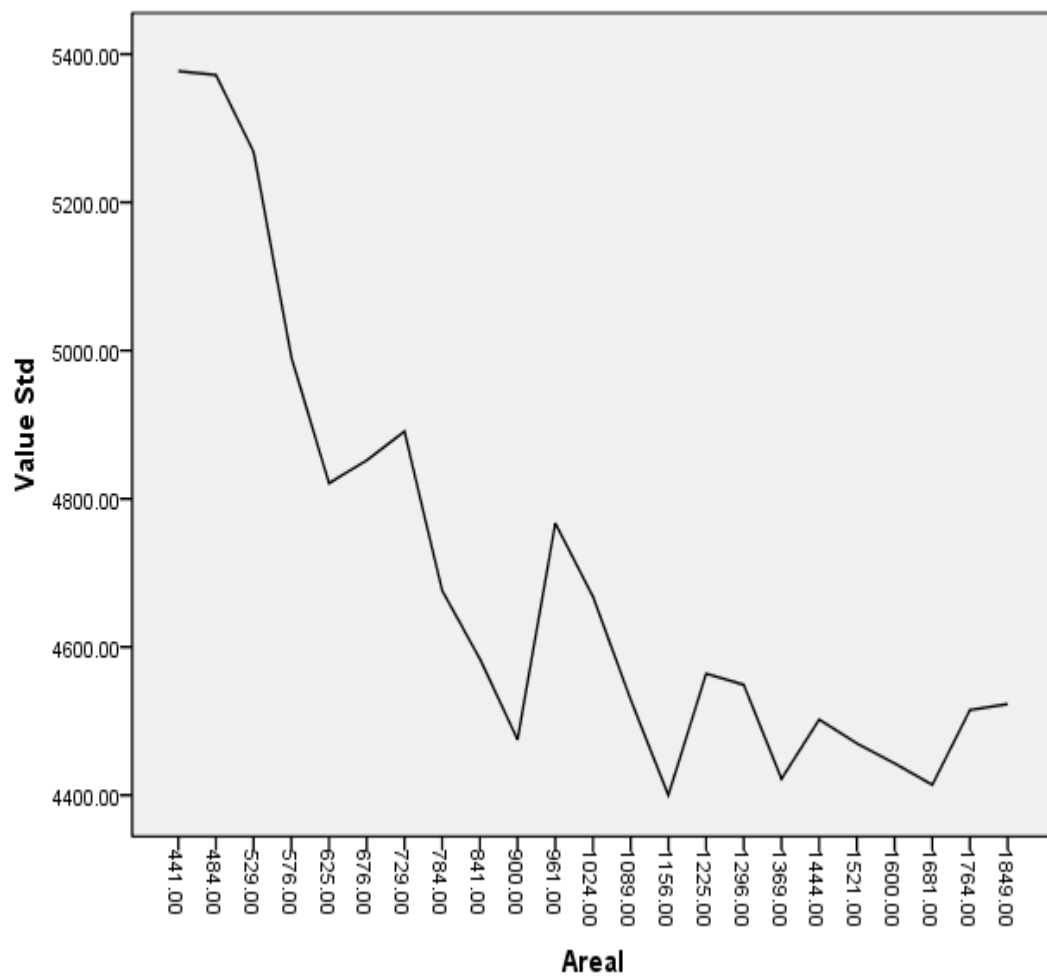
Som vi ser av Figur 4.10 får vi 2 endringer i eksponeringsindex gjennom eksperiment 3. Den første endringen går fra Exi 630 til Exi 500. Dette representerer ett trinn på Phillips skala for objektiv bildekvalitet. Denne endringen kommer etter en økning av FOV 27 x 27 cm til 28 x 28 cm. Dette trinnet representerer i følge produsenten en 25 % endring i eksponering i bildet. Når vi ser på kurvene for målte DAP-verdier og mAs-produkt har denne endringen ingen innvirkning på disse.

Den andre endringen går fra Exi 500 til Exi 200. Denne endringen representerer fire trinn på Phillips skala for objektiv bildekvalitet. Fire trinn på denne skala representerer en stor endring i eksponering i bildet. Denne endringen kommer etter økning av FOV 34 x 34 cm til FOV 35 x 35 cm, som tilsvarer det punkt hvor vi også ser helt klare endringer i målte DAP-verdier og registrert mAs-produkt.



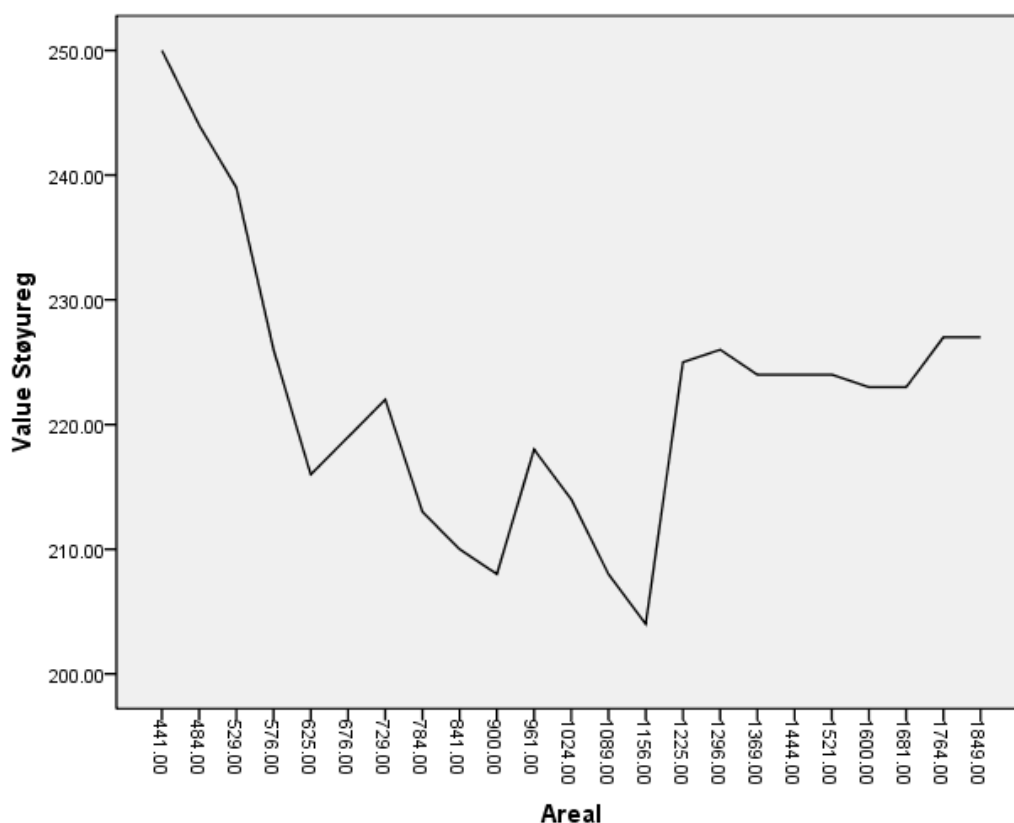
Figur 4.11 Endring i gjennomsnittlig gråtoneverdi i eksperiment 3

Vi ser av kurven for endring i gjennomsnittlig gråtoneverdi at vi har en del variasjoner men med antydning til toppunkt midtveis i eksperimentet. Vi registrerer lavest verdier ved begynnelsen av eksperimentet samt en reduksjon når vi går mot maksimal FOV. Det presenterte resultatene er gjennomsnittet av de 23 eksponeringenes gjennomsnittlige gråtoneverdier.



Figur 4.12 Endring i standardavvik i eksperiment 3

Figuren viser en nedgang i standardavvik ved økning av FOV. Ved starten av eksperimentet har vi en bratt kurve som etter hvert retter seg ut og gir variasjoner i mindre grad frem til maksimal FOV.



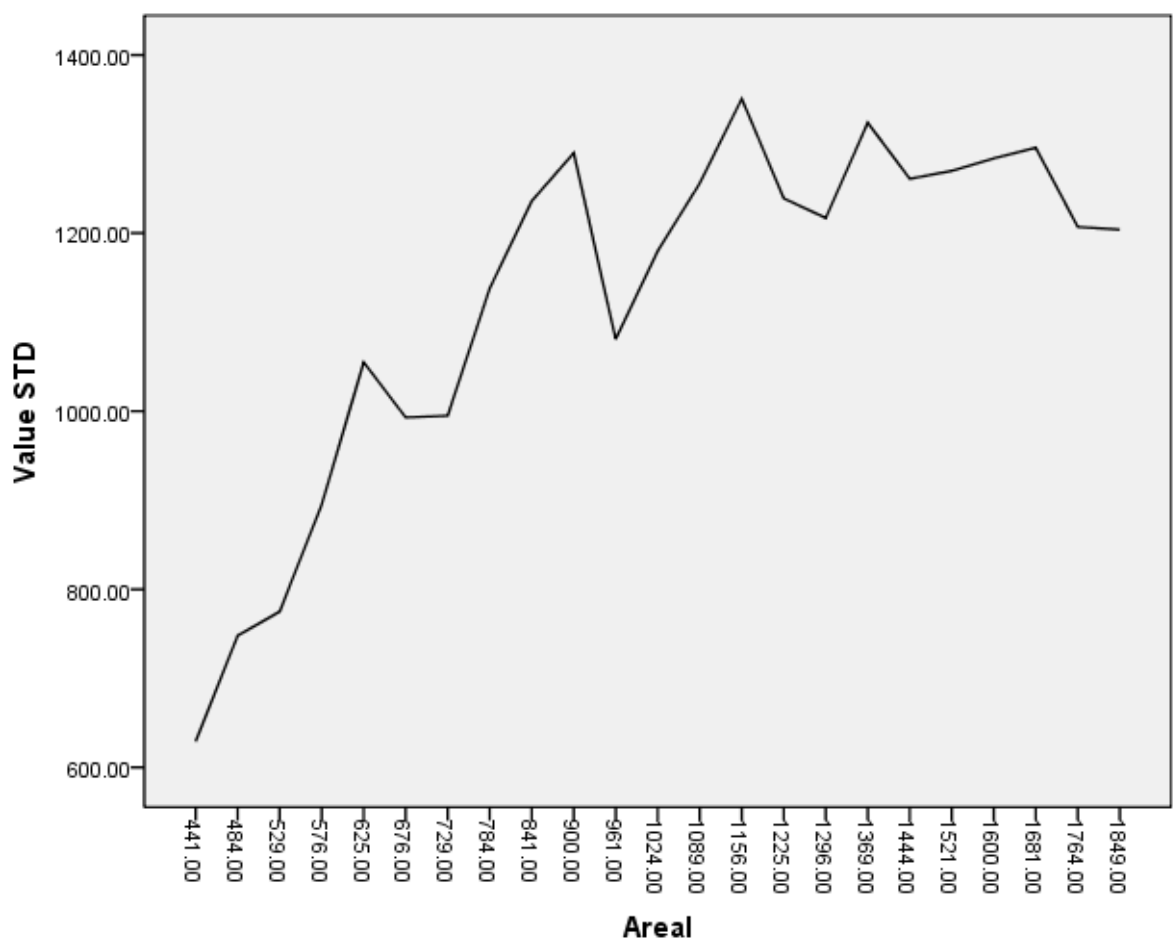
Figur 4.13 Endring i bakgrunnstøy i eksperiment 3

Vi ser en reduksjon i mengden bakgrunnstøy i starten av eksperiment 3. Med enkelte variasjoner ser vi en reduksjon av støy frem til FOV 34 x 34 cm. På dette punkt ser vi en markant økning ved neste eksponering. Etter dette får vi et stabilt støy nivå.

Ser vi tilbake på Figur 4.10, endring i eksponeringsindex kan vi relatere våre funn når det kommer til gjennomsnittlig gråtoneverdi, standardavvik og støy til denne. I følge anbefalinger fra Phillips angående optimal diagnostisk bildekvalitet skal denne falle rundt eksponeringsindex 500. Eksperiment 3 viser til eksponeringer som faller innunder denne gruppen i området FOV 18 x 18 cm og opp til FOV 24 x 24 cm. For dette området finner vi høyere gjennomsnittlig gråtoneverdi og lavere verdier for støy enn de resterende eksponeringer. Når det kommer til endring i standardavvik ser vi ikke noen tydelig endring for dette området, men vi har en generell reduksjon for standardavvik for hele eksperiment 3. Dette samsvarer med en generell nedgang i eksponeringsindex for eksperiment 3.

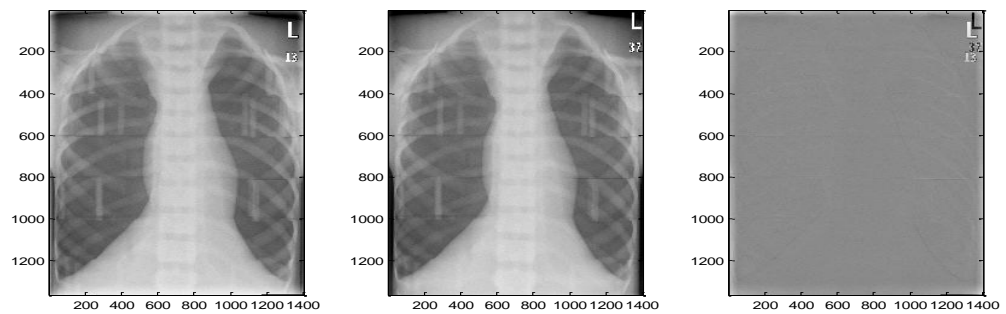
Funnene i eksperiment 3 indikerer endring i de eksponerte bildene ettersom vi øker FOV. Jeg ønsket å se i hvilken grad disse endringene representerer relevant diagnostisk materiale.

Ettersom jeg innledningsvis gjennomførte en bilderegistrering valgte jeg nå å subtrahere bildene eksponert i eksperiment 3 fra et standardbilde med FOV 20 x 20 cm. Resultatet av dette var 23 subtraksjonsbilder som jeg videre analyserte.

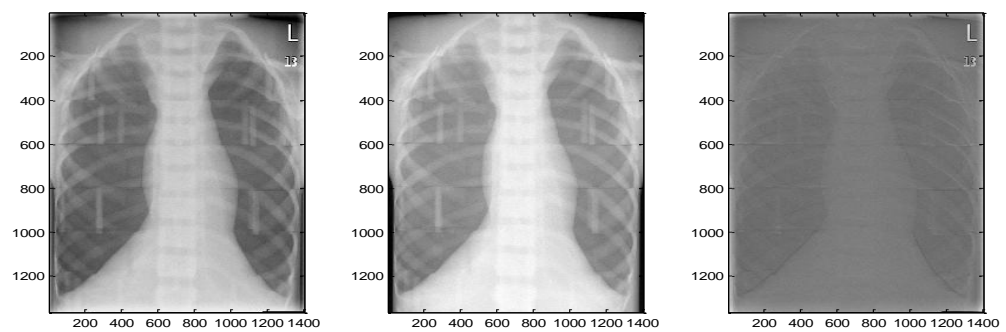


Figur 4.14 Endring i standardavvik ved subtraksjonsbilder i eksperiment 3

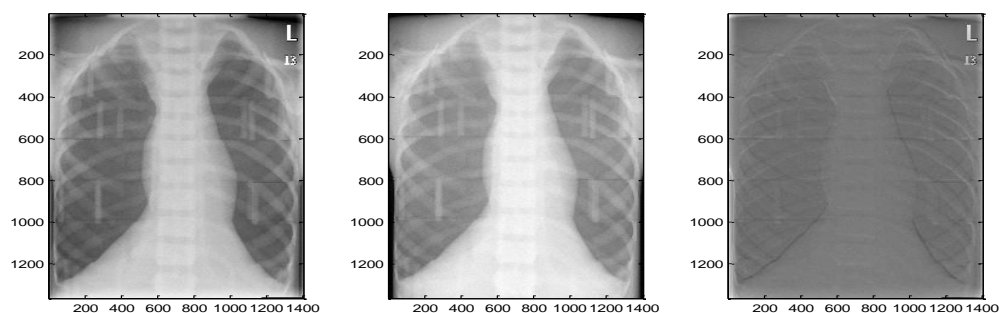
Figurene 4.15-4.17 er en billedmessig fremstilling av resultatene presentert ved Figur 4.14.



Figur 4.15 Standard FOV A (venstre), standard FOV + 1x1cm B (midten) samt subtraksjonsbilde A – B (høyre)



Figur 4.16 Standard FOV A (venstre), standard FOV + 10x10cm B (midten) samt subtraksjonsbilde A – B (høyre)



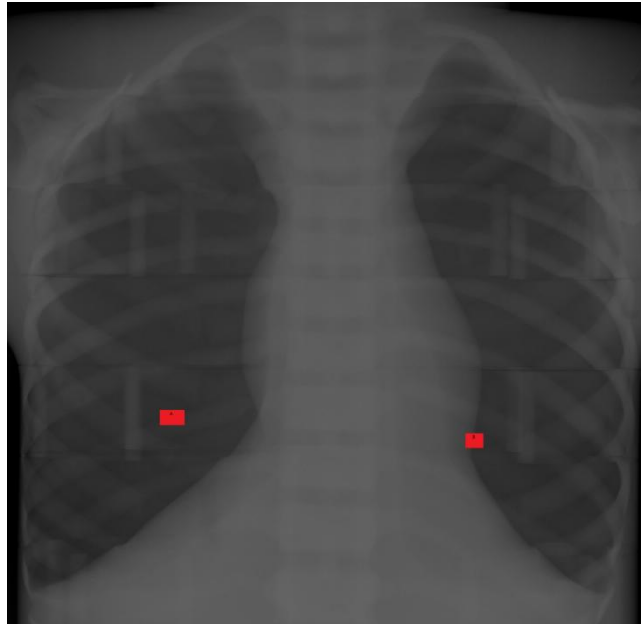
Figur 4.17 Standard FOV A (venstre), standard FOV + 23x23cm B (midten) samt subtraksjonsbilde A – B (høyre)

Figurene 4.15-17 viser økende signal ved økning av FOV. Dette samsvarer med resultatene presentert i Figur 4.14. for å kunne sette disse resultatene opp mot diagnostisk relevans ønsket jeg å se i hvilken grad denne endringen innvirket på bildenes evne til å skille ulike anatomiske strukturer. Ved å velge ut aktuelle region of interests (ROI), kunne jeg regne ut kontrast/støy nivå (CNR) mellom disse og derav bildets evne til å skille mellom disse strukturer. CNR ble beregnet ved følgende formel:

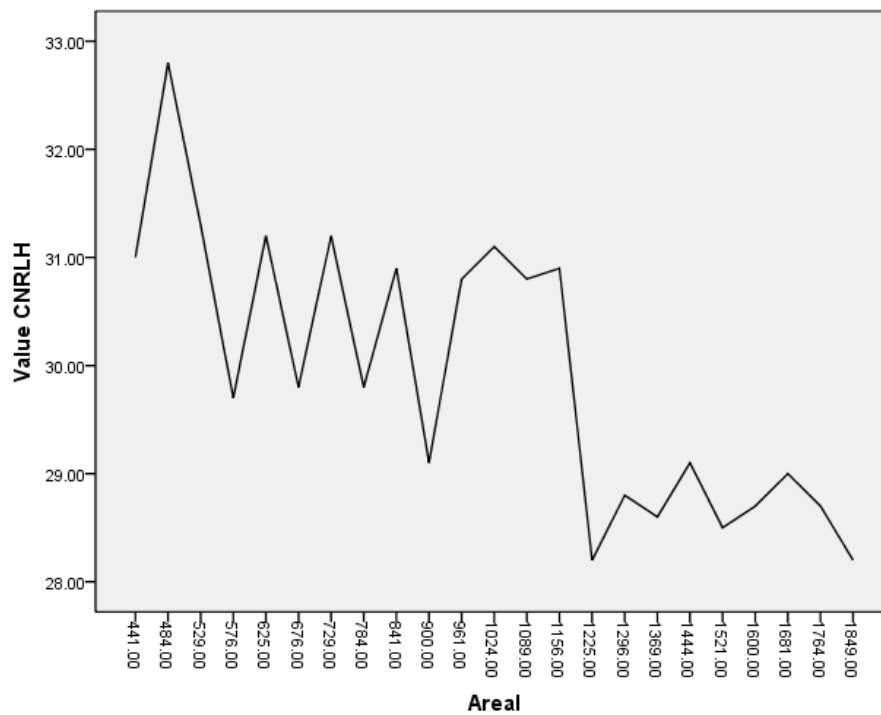
$$C = \frac{|S_A - S_B|}{\sigma_o}$$

C representerer CNR, S_A og S_B signalene som representerer de vevstyper vi ønsker å skille mellom og σ_o representerer standardavviket til støyen i bildet.

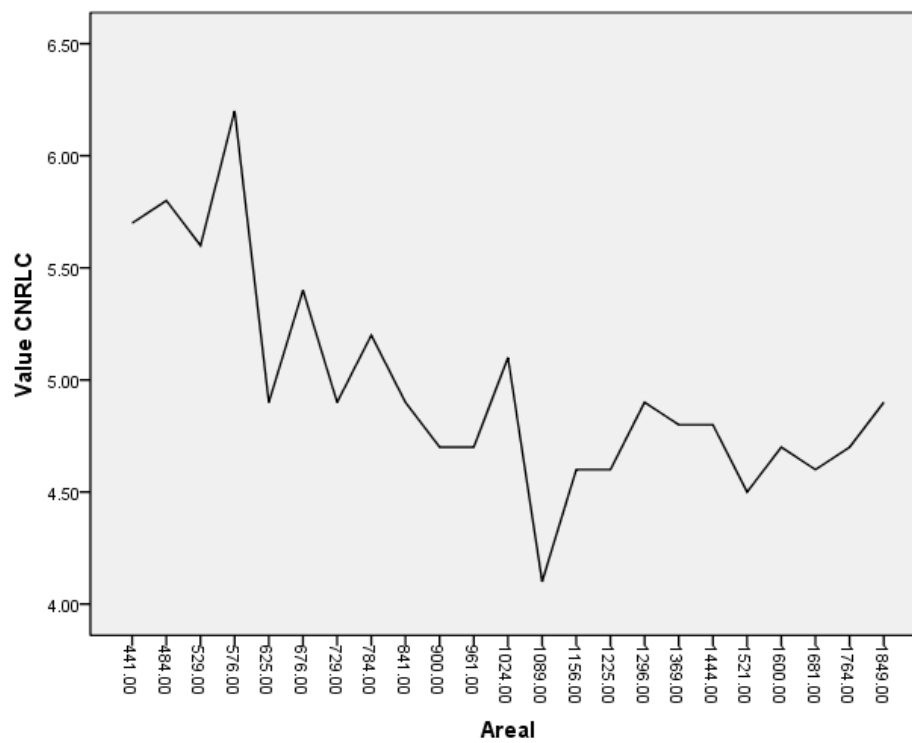
Jeg valgte å undersøke CNR for områder nært knyttet (anatomisk). Jeg valgte å se på bildenes evne til å skille mellom lungeparenchym og hjertemuskulatur samt lungeparenchym og costae.



Figur 4.18 Fremstilling av valgte ROI. Område A (venstre) representerer skillet mellom lungeparenchym og costae, Område B(høyre) representerer lungeparenchym og hjerte.



Figur 4.19 Endringer i CNR mellom lungeparenchym og hjertemusklatur



Figur 4.20 Endringer i CNR mellom lungeparenchym og costae

Figurene 4.19-20 viser tydelig at en økning av FOV vil innvirke på bildets CNR. Vi ser en klar reduksjon i CNR både når det kommer til å skille lungeparenchym fra hjertemuskulatur og lungeparenchym fra costae. På bakgrunn av tidligere presenterte resultater som viser at det foreligger endringer både når det kommer til gjennomsnittlig gråtonefordeling og mengde støy i bildet ved økning fra 34 x 34 cm til 35 x 35 cm kan vi også her si at en endring av CNR for dette punkt gjennspeiles i Figur 4.10 (endring i Exi).

5. DISKUSJON

Problemstillingen for denne masteroppgaven er ”Hvilken dose mottar et 5 år gammelt barn ved en rgt thorax målt ved fantom, der en tilstreber optimalt forhold mellom dose og bildekvalitet?” Med optimalt forhold mener vi lavest mulig dose, uten at det går på bekostning av diagnostisk akseptabel bildekvalitet.

Ved all bildetaking hvor en benytter ioniserende stråling arbeider en ut fra prinsippet ALARA. Når en undersøkelse er berettiget, og resultatet av denne er avgjørende for videre behandling av en pasient, er det opp til utøvende radiograf å sørge for at dosen pasienten mottar er så lav som mulig uten at dette går på bekostning av den diagnostiske kvaliteten på bildet.

I dette kapitlet diskuterer jeg resultatene opp mot de to nedsatte forskningsspørsmålene. Videre diskuterer jeg hvilken plass dette forsøket har i de daglige rutinene ved en radiologisk avdeling. Hvordan forsøket og dets resultater kan rette fokus mot optimalisering og forbedring av allerede gjeldende faglige retningslinjer og prosedyrer tar jeg for meg under implikasjoner for praksis.

5.1 Forskningsspørsmål 1

Forskingsspørsmål 1 som ble presentert under punkt 1.3 var i hvilken grad kan endring av kV, ved bruk av automatikk (AEC), gi variasjoner i dose og bildekvalitet. Dette forskningsspørsmålet vurderes både med og uten bruk av raster da raster er den andre variabelen jeg ønsker å undersøke i forsøket.

I eksperiment 1 og 2 så vi på hvordan endring i kV innvirket på dose og bildekvalitet på eksponeringer tatt med og uten bruk av raster.

Vi finner en statistisk signifikant forskjell når det kommer til målte DAP-verdier ved de to eksperimentene. Ved de 13 eksponeringene som strekker seg fra 70-150 kV registrerer vi høyere verdier for bilder tatt med raster enn de tatt uten raster. Begge eksperimentene viser høyere registrerte DAP-verdier ved de laveste verdiene for kV.

Eksperiment 1 registrerte høyeste verdi for DAP ved 70 kV. Denne lå på 0.112 dGycm², mens laveste registrerte verdi for DAP var ved 90 kV og lå på 0.0759 dGycm². Eksperiment 2 registrerte også høyeste verdi for DAP ved 70 kV og lå på 0.232 dGycm². Laveste registrerte verdi for DAP var 117 kV og lå på 0.118 dGycm².

European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics (1996) er per dags dato eneste retningslinjer for barneradiologiske prosedyrer i Europa. For barn over 1 år anbefaler European Guidelines bruk av 60-80 kV og raster bare for spesielle tilfeller ved rtg thorax. Ser en på dose alene, uten å ta hensyn til bildekvalitet, kan vi da si at vi kan oppnå maksimal dosereduksjon for bilder tatt uten raster ved å øke kV fra 70 (som ligger midt på anbefalt referanseområde) til 90. Dette gir oss en reduksjon på 33%. For bilder tatt med raster oppnår vi maksimal dosereduksjon ved å øke kV fra 70 til 117. Dette gir oss en reduksjon på 50%. Ut fra anbefalinger fra Statens Strålevern (2005) vil all ioniserende stråling være potensielt farlig ettersom vi ikke vet hvor stor skade den kan gi. Barn i en alder hvor de fysisk vokser, utvikling av nye celler, er mer utsatt og skal derfor ikke utsettes for høyere dose enn absolutt nødvendig.

Men dose alene kan ikke avgjøre hvilke verdier for kV som gir det mest optimale resultat. En økning av kV fører til en økning i elektronenes hastighet ut fra røntgenrøret og den energi de innehar. kV avgjør elektronenes gjennomtrengingsevne og som videre gjenspeiles i kontrast og bildekvalitet. Vi finner en statistisk signifikant forskjell i eksperiment 1 og 2 både når det gjelder gjennomsnittlig gråtoneverdi i bildene og standardavvik. Det foreligger liten variasjon i gråtoneverdi i bildene tatt uten raster, men ved bildene tatt med raster ser vi en klar forskjell på et punkt i eksperimentet. Raster er et hjelpemiddel som bidrar til økt bildekvalitet ved å fjerne lavenergetisk og spredt stråling. Vi ser at bruk av raster fører til langt lavere gjennomsnittlig gråtoneverdi frem til 109 kV. Når det kommer til standardavviket ser vi for bilder tatt uten raster en gradvis økning i standardavvik ved økning av kV, mens for bilder tatt med raster ligger verdiene lavere også her frem til 109 kV. Ut fra dette kan en si at for bilder tatt med raster er en avhengig av verdier høyere enn 109 kV for å kunne gi samme mengde signal og informasjon som bilder tatt uten raster.

Når det gjelder støy i bildene i eksperiment 1 og 2 foreligger det ingen statistisk signifikant forskjell, men en ser helt tydelige forskjeller visuelt i Figur 4.7. For bilder tatt uten raster får vi en reduksjon i mengde støy når vi øker kV fra 70-90. Mellom 90 og 109 kV foreligger det relativt jevn støy mens når vi passerer 109 kV stiger mengden støy igjen. For bilder tatt med raster foreligger det relativt mye støy i bildene frem til 109kV. Ved 109 kV faller støynivå. Dette samsvarer med tallene for gjennomsnittlig gråtoneverdi og standardavviket. For å kunne dra nytte av raster når det kommer til bildekvalitet, fjerning av spredt stråling(støy), er vi avhengig av verdier for kV på 109 eller høyere.

Når vi nå ser på dose gitt til pasienten og bildekvalitet sammen kan vi si at for bilder tatt uten raster ser vi at høyere verdier for kV gir mer detaljer og diagnostisk informasjon, men når vi passerer 109 kV tilfører vi også mer støy til bildet. For verdier over 109 kV ser vi også en økning i dose gitt til pasienten. For kV 109 registrerer vi en DAP-verdi på 0.0771 dGycm^2 . Dette er 1.5% høyere en lavest registrerte DAP-verdi, men gir bilder med best mulig diagnostisk grunnlag. 109 kV er lavest mulig kV for et best mulig diagnostisk grunnlag når det kommer til bilder tatt med raster. For bilder tatt med raster ved 117 kV (lavest registrerte DAP-verdi) registrerer vi en DAP-verdi på 0.118 dGycm^2 . Eksperiment 2 gir lavest dose til pasienten med tilstrekkelig diagnostisk bildekvalitet ved 117kV. Dette gir en dose til pasienten, 50% høyere enn tilsvarende resultat for bilder tatt uten raster.

Ved å studere resultatene som endring i kV gir når det kommer til dose og bildekvalitet kan en si at en eksponering på 109 kV, uten bruk av raster, vil gi lavest mulig dose til pasienten hvor en tilstreber optimal bildekvalitet.

5.2 Forskningsspørsmål 2

Forskingsspørsmål 2 som ble presentert under punkt 1.3 var i hvilken grad vil økning av field of view (FOV), ved bruk av automatikk (AEC), gi variasjon i dose og bildekvalitet. I eksperiment 3 så vi hvordan målte DAP-verdier og bildkvalitet endret seg ettersom vi økte FOV.

Ved økning av FOV ser vi en generell økning av registrert DAP-verdi med ett unntak. Ved økning av FOV fra 34 x 34 cm til FOV 35 x 35 cm får vi en reduksjon i registrert DAP-verdi. Ved videre økning av FOV etter 35 x 35 cm får vi igjen en økning av FOV. Eksperiment 3 ble gjennomført med en konstant kV på 109. mAs-produktet som er en av de avgjørende faktorer for dose gitt til pasienten holder seg konstant med unntak av økning fra FOV fra 34 x 34 cm til FOV 35 x 35 cm. Her får vi en reduksjon av mAs som gir direkte utslag på registrert DAP-verdi. Vi ser en generell lineær sammenheng mellom økning i FOV (areal) og registrert DAP-verdi. Standard eksponering med FOV 20 x 20 cm gav en registrert DAP-verdi på 0.0771 dGycm^2 . Maksimal FOV 43 x 43 cm gav en registrert DAP-verdi på 0.285 dGycm^2 . Dette er en økning i dose gitt til pasienten på 370% og skal ikke under noen forhold forekomme.

Når det kommer til gjennomsnittlig gråtoneverdi og støy i eksperiment 3 ser vi at bilder med en FOV mellom 25 x 25 cm og 34 x 34 cm gir høyest gjennomsnittlig gråtoneverdi med minst mulig støy. Når en ser på standardavviket ser vi her en kontinuerlig reduksjon med enkelte variasjoner. Resultatene for objektiv bildekvalitet presentert ved eksponeringsindex på maskinene indikerer at bildene som ligger mellom 28 x 28 cm og 34 x 34 cm representerer bildene med optimal bildekvalitet i eksperimentet. Registrerte eksponeringsindex samsvarer med de funn jeg finner for gjennomsnittlig gråtoneverdi og støy.

En økning i FOV har vist å gi redusert maksimal gråtoneverdi for FOV utover 23 x 23 cm. Dette er en indikasjon på at det foreligger endring i kontrastforholdene i bildet. Ved å se på områder av diagnostisk interesse innad i thorax bildet ser vi en klar reduksjon når det kommer til CNR både når det gjelder å skille mellom lungeparenchym og coasta, samt lungeparenchym og hjertestruktur. Reduksjon foreligger allerede fra FOV 24 x 24 cm og blir ikke på noe senere tidspunkt i eksperimentet bedret.

Vi ser at ved økning av FOV kan vi opprettholde optimal bildekvalitet og evne til å skille anatomiske strukturer ved økning av FOV fra 20 x 20 cm til FOV 24 x 24 cm. Utover FOV 24 x 24 cm får vi en økning i gjennomsnittlig gråtoneverdier og en reduksjon i støy men vi får også en reduksjon i CNR. Vi reduserer kontrasten i bildet og dets evne til å skille anatomiske strukturer. Ved å øke FOV til 24 x 24 cm får vi en

økning i registrert DAP-verdi fra 0.0771 dGycm² til 0.122 dGycm². Dette er en økning i dose på 63% som ikke er berettiget.

Jeg vil også bemerke ved dette forskningsspørsmålet er et en økning av FOV utover område av diagnostisk interesse vil bestråle områder som er svært strålesensitive. En liten økning av FOV på en rtg thorax på barn vil føre til bestråling av thyreoidea samt tarm. Dette er vevstyper som begge har høye vevsvektingsfaktorer når det kommer til strålesensitivitet. (ICRP 103, 2007)

Zetterberg (2009) viste gjennom sin studie at unødvendig økning av FOV er et aktuelt problem etter innføring av digitale røntgenapparat. Mine resultater viser at all unødvendig økning av FOV bidrar til økt dose til pasienten, bestråling av strålesensitive områder og har en negativ innvirkning på bildenes evne til å skille diagnostiske strukturer. Det finnes ingen områder som berettiger oss økt FOV utover ODI.

5.3 Implikasjoner for praksis

European Guidelines (1996) anbefaler bruk av 60-80 kV ved rtg thorax på barn over 1 år. Resultatene av dette forsøket viser at dersom en benytter verdier av kV innenfor denne anbefalingen vil en gi barnet unødvendig høy stråledose, spesielt om en benytter seg av raster. Det vil også gi bilder med unødvendig høyt støynivå og lav evne til å presentere anatomiske detaljer.

Når det gjelder de fire innhentede prosedyrene varierer de sine anbefalinger når det kommer til verdier for kV. Gjennom litteratur og disse prosedyrene kan en få inntrykk av at anbefalingene angående bruk av kV ligger for lavt. Korrekt bruk av digitalt utstyr og AEC krever høyere verdier av kV for å gi optimal bildekvalitet med lavest mulig dose.

Det var kun en av de innhentede prosedyrene, inkludert European Guidelines (1996), som gav helt konkrete retningslinjer angående bruk av raster. Resultatene av dette forsøket viser at ved valgt prosedyre er det ikke anbefalt bruk av raster verken med tanke på dose eller bildekvalitet.

Det er ingen tvil om at mangel på faglige retningslinjer/prosedyrer danner et grunnlag for usikkerhet og uro i hverdagen. Mangel på prosedyrer fører til at radiografen opererer under egne ferdigheter eller mangel på disse. En erfaren radiograf som har vært ved avdelingen i en årrekke gjennomfører en undersøkelse slik han alltid har gjort. En nyutdannet gjennomfører en undersøkelse ved å slå opp i store prosedyreleksikon ved biblioteket. Den erfarne radiograf er gjerne utdatert uten helt å være klar over det, mens den nyutdannede studerer prosedyrer som har liten relevans for de problemstillinger vedkommende møter i hverdagen. Usikkerheten og mangelen på konkrete retningslinjer kan skape et system hvor en ikke lenger tilstreber optimal bildekvalitet og lavest mulig dose til pasienten, men hvor hovedhensikten i arbeidet blir å gjennomføre dagens oppsatte program.

For å kunne utnytte det digitale utstyr er radiografen avhengig av å sette seg inn i hvordan dette virker. Både når det kommer til hvilke muligheter som ligger i utstyret, samtidig som vedkommende må kjenne til hvilke begrensinger som foreligger. ISSRT (1995) slår fast at det er radiografens ansvar å være ekspert på sitt arbeidsområde. Radiografen er ansvarlig for det resultatet som kommer frem etter hver enkelt eksponering. Vedkommende er ansvarlig for at korrekt innstilling av både pasient og apparatur foreligger, og at eventuelle endringer kan foretas for optimalisering av prosessen. Aktuelle anatomiske strukturer skal presenteres uten behov for gjentakning. (ISSRT, 1995)

Innføringen av digitale systemer gav radiografen mange hjelpemidler til å optimalisere arbeidet sitt. Samtidig kan en radiograf fort falle i den fellen at en stoler på at apparaturen skal gjøre jobben. Bruk av AEC kan bidra til at dose til pasienten bli holdt på et minimum. Dette krever at radiografen er dyktig når det kommer til innstilling av pasienten. At radiografen har satt seg inn i prinsippene for bruk av detektor og automatisk avbryting av eksponering når tilstrekkelig signal er mottatt. AEC kan bidra til en optimalisering av bildekvalitet der hvor radiografen har sørget for å plassere område av diagnostisk interesse innenfor valgt kammer. I situasjoner hvor dette ikke er tilfelle vil bruk av AEC ved dårlig innstilling føre til en usikkerhet i maskinen og resultatet kan bli unødvendig dose til pasienten. Ved bruk av sidekammer fremfor

midtkammer på en rtg thorax på et 5 år gammelt barn vil senter for detektering faller under skuldrene til barnet fremfor lungevev.

Gjennom dette masterprosjektet har vi sett at produsentens anbefalinger for objektiv bildekvalitet (Exi) samsvarer bra med de funn som foreligger. Dette betyr at Exi i dette tilfellet er en god indikator til radiograf om bildet vedkommende har produsert er av diagnostisk god nok kvalitet. Men feil i fremstilling av Exi kan forekomme, spesielt i tilfeller hvor det digitale systemet har problemer med å bestemme hvilken del av bildet som er pasientens anatomi. Situasjoner hvor problemer fort kan oppstå er ved bruk av ulike former for blybeskyttelse og proteser/osteosyntesemateriale. Av den grunn kan en si at Exi kun er en indikator for bildekvalitet og at det er radiografens oppgave å være kritisk til sitt arbeid og den diagnostiske verdi på det produktet vedkommende leverer fra seg. (AAPM,2009)

Når det kommer til rtg thorax og konvensjonell rtg generelt så er behovet for å tilstrebe høy diagnostisk kvalitet essensielt. Denne typen undersøkelser utgjør 60-70% av alle radiologiske undersøkelser (Reiner et al, 2003) og slik jeg vurderer det, kommer ikke til å forsvinne til fordel for CT eller MR. Høy kvalitet på konvensjonelle rtg bilder kan være avgjørende for om en pasient trenger å gjennomgå ytterligere strålebelastende undersøkelser for klargjøring av problemstilling.

5.4 Metodekritikk

5.4.1 Ethiske overveielser

Når det gjelder etiske overveielser for forsøket er det ikke søkt om tillatelse fra datatilsyn eller etisk komité. Dette da forsøket ikke involverer mennesker eller biologisk materiale. Forsøket er gjennomført på et fantom. Fantomet (ATOM 705-D), er en identisk anatomisk presentasjon (ben, lunge og bløtvev komposisjoner) og anses å være en rimelig indikator for faktiske eksponeringer. Av den grunn ansees resultatene ved eksperimentet å være generaliserbare for den faktiske undersøkelse på barn.

Som nevnt innledningsvis i kapitel 3.0 er forsøket gjennomført ved Radiologisk avdeling Haukeland Universitetssykehus, seksjon for Barn. Jeg så ikke noe behov for å anonymisere lokalisering for forsøket, ettersom mine resultater/diskusjoner ikke har noen sammenheng med hvor forsøket ble utført. Forespørsel om bruk av laboratoriet og utstyr ble sendt daværende seksjonsleder ved avdelingen, Marianne Namtvedt. Godkjenning ble gitt og forsøket gjennomført.

Når det gjelder de innhentete faglige retningslinjer/prosedyrer har jeg valgt å anonymisere disse. Formålet med å hente inn disse prosedyrene var å vise til inkonsekvente anbefalinger på en identisk bildetakingsprosedyre. Hvilket sykehus de enkelte prosedyrene representerer er irrelevant for resultatet/diskusjonen.

Gjennom oppgaven er det benyttet ulik litteratur som referanse (artikler/bøker/masteroppgaver). All litteratur som er hentet fra andre forfattere er gitt til kjenne ved referanse i teksten. Resultater og meninger som ikke er mine egne er identifisert ved sin forfatter. Som nevnt under punkt 3.1 var det noe vanskelig å finne relevant materiale som omhandlet de samme områdene jeg ønsket å dekke med mine forskningsspørsmål. Som nevnt under punkt 3.1 foreligger det lite forskning på området. Dette fører til en viss subjektivitet ved valg av litteratur, og en annen forsker med annen inngangsvinkling på litteratur søk vil muligens kunne finne annet materiale. Gjentatte søkerunder over en periode på 4 år gir uansett et bredt grunnlag for å kunne presentere hovedfunnene som er tilgjengelige.

5.4.2 Gjennomføring av forsøket og bearbeiding av materialet

Når det gjelder selve gjennomføringen av forsøket ble både utstyr og protokoller kontrollert i forkant av oppstart. Fysiker gjennomførte statuskontroll av laboratorium 1 ved seksjonen dagen før forsøket. Apparatutrustning ble kalibrert i forhold til avtalt forsøksprotokoll, og de aktuelle innvirkede faktorer ble testet for sin nøyaktighet og stabilitet. Gjennom forsøket ble det også kjørt gjentakende kontrollmålinger ut fra et standardoppsett for å oppdage eventuelle avvik som kunne resultere i unøyaktige

målinger. Reliabiliteten til forsøket ansees som god. Med samme gjennomgående statuskontroll og forsøkskontroll vil reproduserbarhet foreligge.

Selve forsøket ble gjennomført to ganger. To observatører registrerte sine målinger, som i etterkant av forsøket ble registrert opp mot hverandre for å oppdage eventuelle feilregistreringer.

Som nevnt under punkt 3.3.3 ble bildene merket med tallene 1-63 for senere identifisering. Ved å tilføre en merking på bildene som ikke var en konstant for alle de 63 eksponeringene, støtte vi på et problem. Dette ble en feilkilde som måtte håndteres før en kunne gjennomføre analyser og se på resultater. For det endelige resultatet mener vi at dette ikke har noen signifikant relevans.

6. KONKLUSJON

Problemstillingen for denne oppgaven var ”Hvilken dose mottar et 5 år gammelt barn ved en rtg thorax målt ved fantom, der en tilstreber optimalt forhold mellom dose og bildekvalitet?”

Ut fra gjennomførte eksperiment kan jeg si at svaret på problemstilling avhenger av valgene en radiograf tar før vedkommende tar bildet.

Gjennom to forskningsspørsmål undersøkte jeg innvirkning på dose og bildekvalitet i forhold til tre variabler. Jeg så på variasjon i kV, jeg så på bruk av raster og jeg så på valgt FOV. I forkant av eksperimentet samlet jeg inn prosedyrer for rtg thorax på barn fra fire ulike sykehus. Disse prosedyrene gav en indikasjon på hvilke anbefalinger som gjelder når det kommer til verdi av kV og bruk av raster.

Tabell VIII Anbefalinger for bruk av verdi for kV og raster ved innhentede prosedyrer

Prosedyre	kV anbefalinger (5 år)	Raster anbefalinger
1 (Vedlegg 1)	125 kV	Fjern raster
2 (Vedlegg 2)	85-117 kV	Ingen informasjon
3 (Vedlegg 3)	109 kV	Ingen informasjon
4 (Vedlegg 4)	Ingen informasjon	Vurder ut fra størrelse og problemstilling

Prosedyre 1 anbefaler 125 kV uten bruk av raster. I følge mine resultater vil 125 kV gi unødvendig høy dose til pasienten og 125 kV, uten bruk av raster til å fjerne sekundærstråling og støy, vil også gi en redusert bildekvalitet. Prosedyre 2 gir et relativt stort rom for valg av kV. De kommer heller ikke med noen anbefalinger når det gjelder bruk av raster. Dersom en i dette tilfellet velger og ikke benytte seg av raster vil eksponeringer i øvre og nedre kant av deres anbefalinger gi høyere dose og lavere bildekvalitet enn nødvendig. Dersom en velger å benytte raster vil en gi høyere dose og det er kun eksponeringer helt i øvre del av anbefalt område som vil gi tilstrekkelig bildekvalitet.

Prosedyre 3 kommer med anbefalinger når det gjelder kV som samsvarer med mine resultater både når det gjelder lavest mulig dose og optimal bildekvalitet. Dette gjelder

dersom en ikke benytter raster. Bruk av raster vil i dette tilfellet gi diagnostisk tilstrekkelig bildekvalitet men unødvendig høy dose. Prosedyre 4 gav ingen anbefalinger.

Resultatene av eksperimentet viser at valg av kV og bruk av raster er avgjørende for både dose gitt til pasienten og bildekvalitet. De innhentede prosedyrene viser at det er varierende praksis for valgt prosedyre og resultatene av eksperimentet viser at disse variasjonene i flere tilfeller gir unødvendig høy stråledose til barnet og redusert bildekvalitet.

Ved å undersøke økning av FOV kan en konkludere at både når det gjelder bildekvalitet og stråledose gitt til pasienten foreligger det ingen positiv innvirkning. En økning i FOV gir unødvendig dose til pasienten og den reduserer bildets sensitivitet og spesifisitet. En økning i FOV vil ved ingen situasjon være berettiget.

Innføring av de digitale systemer har gitt radiografen som yrkesgruppe et hjelpemiddel til å redusere stråledose samtidig som de opprettholder tilstrekkelig diagnostisk bildekvalitet, dersom godt radiografarbeid danner grunnlag for bildetakingen. Klare retningslinjer, opprettet på bakgrunn av nyere litteratur og forskning, vil bidra til en reduksjon i stråledose og en optimalisering av bildekvalitet.

Så hvilke stråledose mottar et 5 år gammelt barn ved en rtg thorax når en tilstreber optimalt forhold mellom dose og bildekvalitet? Målt ved et fantom kan jeg si at dette forekommer ved en eksponering på 109 KV, uten bruk av raster og med et field of view som bare dekker område av diagnostisk interesse. Og registrert stråledose vil være 0.0771 dGycm^2 . Ettersom det ikke foreligger nasjonale referansedoser for valgt undersøkelse kan jeg ikke si om dette er høyere eller lavere enn ønsket.

Jeg vil til slutt si at studien belyser behovet for nasjonale standarder. Dette for å unngå unødvendig høy dose og utilstrekkelig diagnostisk bildekvalitet ved rtg thorax på barn, samt andre konvensjonelle røntgen undersøkelser på barn.

7. Referanser

Adler A.M. og Carlton R.R. (2006). *Principles of Radiographic Imaging, An Art and a Science*. 4th edition. Thomas Delmar Learning, NY USA.

American Association of Physicists in Medicine (AAPM). (2009). An Exposure Indicator for Digital Radiography. Hentet fra:

http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_116.pdf (13.01.2011)

Bontrager, K. L., og Lampignano, J. P. (2005). *Textbook of radiographic positioning and related anatomy* (6th ed.). Elsevier Science

Boynes S. og Hardy M. (2003). *Paediatric Radiography*. Blackwell Science Ltd, UK

Bush H. P. og Faulkner K. (2005). Image quality and dose management in digital radiography: A new paradigm for Optimisation. *Radiation Protection Dosimetry* 117:143-147

Bushong S.C. (2004). *Radiologic Science for Technologists- Physics, Biology and Protection*. 8th edition. Elsevier Mosby USA.

Cloke P., Graham D.T. og Vosper M. (2007). *Principles of radiological Physics*. 5th edition. Churchill Livingstone Inc USA.

European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics. (1996). EUR 16261. Hentet fra: http://www.cordis.lu/fp5- Euratom/src/lib_docs.htm (08.09.2009)

Foos D.H., Sehnert W.J., Reiner B., Siegel E.L., Segal A. og Waldman D.L. (2009). Digital radiography reject analysis: data collection methodology, results and recommendations from an in-depth investigation at two hospitals. *Digital imaging* 22:89-98

Gonzalea R.C. og Woods R.E. (2002). *Digital image processing*. 2nd edition. Prentice-Hall Inc. New Jersey USA.

Gonzalea R.C. og Woods R.E. (2004). *Digital imaging processing using MatLab*. Pearson Education Inc. New Jersey USA.

HiB Radiografutdanningen. Rammeplan av 16.desember (1997). Revidert 2003.
www.regjeringen.no (08.09.2009)

HOD H. –o.o. (2000). Lov om strålevern og bruk av stråling. LOV 2000-05-36. Norges Lover www.lovdata.no (08.09.2009)

Hofmann B. og Waaler D. (2010). Image rejects/retakes – Radiographic challenges. Radiation Protection Dosimetry 139: 375-379

Honea R., Blado M.E. og Ma Y. (2002). Is reject analysis necessary after converting to computes radiography. *Digital imaging* 15:41-52

ICRP Publication 60.(1991) Recommendations of the international commission on radiological protection. www.icrp.org/publication.asp (08.09.2009)

ICRP Publication 93.(2004) Managing patient dose in digital radiology. www.icrp.org/publication.asp (13.01.2011)

ICRP Publication 103.(2007). The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. www.icrp.org/publication.asp (13.01.2011)

ISSRT (1995). The role of radiographers and radiological technologists in Europe.

ISSRT Publication 60, (1996). Professional standards for the education of radiographers. Spectrum Graphics, Canada.

Oakley J. (2003). *Digital Imaging: A primer for radiographers, radiologist and health care professionals*. Cambridge University Press. UK

Radiographic Technology Index at X-ray 2000. Hentet fra: <http://www.e-radiography.net> (08.10.2009)

Reiner B. I., Siegel E.L., Siddiqui K. og Musk A.E. (2006). Quality assurance: The missing link. *Radiology* 238: 13-15

Seibert A. Tradeoffs between image quality and dose. *Pediatric Radiology* (2004). 34:183-195

Slovis L.T. (2008). *Caffey`s Pediatric Diagnostic imaging*. 11th edition. Mosby Elsevier, Philadelphia USA.

Statens strålevern. Veileder 5b “Veileder om representative doser for røntgenundersøkelser”. (2007). Statens Strålevern. www.nrpa.no (08.10.2009)

Suleiman O. (2004). Radiation doses in pediatric radiology: influences of regulations and standards. *Pediatric Radiology* 34:242-246

Zetterberg G. (2009). Exponerat bildfelt vid analog respektiv digital røntgenteknikk. *Masteroppgave Universitetet i Bergen*.

VEDLEGG

VEDLEGG 1

Thorax barn (rgthf)

INDIKASJONER:

Hovedsakelig ved spørsmål om luftveisinfeksjoner.

PROJEKSJONER:

1. FRONT (tas helst i PA fra 5-7 år)
2. SIDE – kun ved onkologiske kontroller og ved spørsmål om TBC (ellers kun om vakth. radiolog ber om dette)

FORBEREDELSE:

Ha alt klart før barnet med følge tas inn på diagnostikkrommet!

Blybeskyttelse skal brukes (helst rundt hele magen, foran og bak).

Fjern raster* (se eksponeringsdata under *)

***Ved å ta undersøkelsen uten raster reduserer man stråledosen med 30-50 %**

Rasteret tas ut av veggucky ved å vri hendel på siden (nærmest skyvedøren diagn.rom 15) av vegg-buckyen. Hør etter "godlyden"; IKKE bruk makt. Ta ut rasteret og vri hendelen tilbake (ellers får du ikke eksponert). Legg i fra deg rasteret på rtg-bordet. Husk å sette det inn igjen riktig vei (se symbol på rasteret) Ved usikkerhet; spør erfaren radiograf!

PASIENTINNSTILLING til FRONT:

Over 1 år: Stående (sittende kun hvis pas ikke kan stå v/egen hjelp) ved veggucky, - fortrinnsvis på lab 15. Hjelpesperson(er) holder armer utadrottert. Ryggen godt inntil bucky, unngå sammenfall av thorax, unngå lordose.

Under 1 år: Liggende i a-p stråleretning i senter på mobil detektor uten raster med bare en liten pute under hodet (eller ingen, - friprojiser lungeapex fra hake/kjeve) Unngå lordose i lumbalcolumna.

Sentrer midt på øvre th.col. Vær nøye med innblending, men pass på å få med lungeapex.

EKSPONERINGSDATA FRONT:

Undersøkelsen ligger under protokoller for barn. Sjekk at riktig detektor er valgt (veggucky eller mobil detektor) med "CHANGE"-knappen *før* du velger barneundersøkelser og rtg thorax (se egen liste).

Objekt-Fokus-Avstand (OFA):

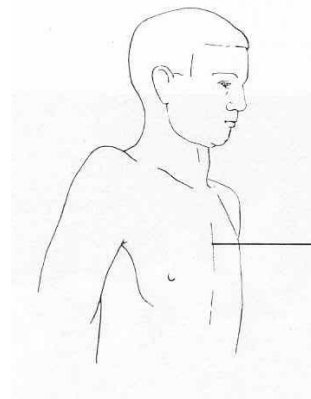
Liggende: **150cm** (på displayet)

Stående: 180cm stående ("i hakket")

Eksponering:

Liggende: 90kV - 0,8-mAs (evt 1,0 mAs ved mye underhudsfett)

Stående: 125 kV - midtkammer (**NB** korrekt innblending!)



Velg maksimalt høyeste mA (kort eksponering tid)
Fint fokus



KRITERIER til FRONT:

Vær nøye med innblending (men ikke kutt apex/sini..)
Bildet skal fremstille begge lunger med, -om mulig, maksimal inspirasjon (lungevev ned til 9 costae er ønskelig). Columna skal fremstilles i midtlinjen og skimtes bak mediastinum.
Postprossesering: Minst mulig, -unngå å forstørre opp bildet (ROI)

PASIENTINNSTILLING til SIDE (tas kun etter beskjed fra radiolog):

Stående i rett sideplan. Armer og skuldrene litt fremover, Hjelpeperson(er) holder armene frem evt oppover hodet på barnet. Pass på at stråleretningen er vinkelrett på diafragma. Sentrer i høyde med scapulaspissen, evt. sjekk frontfeltet, juster til sidebilde ift dette.

KRITERIER til SIDE:

Hele thorax med. Bildet skal dekke til og med diafragma.

SUPPLERENDE TEKNIKKER:

Bruk gjennomlysning ved spørsmål om fremmedlegeme.

OBS Thymus på barn (stråledose)

God innblending

VEDLEGG 2

Thorax på røntgen
Modalitet
Lab 7

Kassettstørrelse
Digitalt bildeopptak

Eksponeringsparametere
Thorax front 85kV – 117kV
Thorax side 85kV – 117kV

For mer veiledning se egen eksponeringstabell for barnerøntgen
FFA skal være 115 cm til bord
FFA skal være 150 cm mot wallstand

2. Projesjoner og bildekriterier

Front thorax, rett pasient og inspirasjon om mulig
Side thorax, ve side mot detektor sternum parallelt med fremre billedkant
Diafragma skal helst være under 9. costa regnet baktil
På frontbilde bør columna ses gjennom hjerteskyggen

0 – 3 år liggende

3 – 7 år stående AP

7 år + stående PA

(Bildene kan tas sittende om pasienten ikke kan stå)

For barn som tar svært hyppige kontroller av thorax skal vi konferere med radiolog om behovet for sidebilde

3. Tilleggsprojesjoner

Konferer med radiolog
Skrå med markør
Lordosebilde
Innskutt med horisontal strålegang

4. Bildebehandling

Merk bildene med H- eller V-bokstav
Husk å henge bilder for Barnehjerte, TKAS og TKAINTE til dagens Barnehjerte demonstrasjon

5. Dokumentasjon og godkjenning

Dokumenter stråledose.
Bildene til inneliggende pasienter kan barneradiografen godkjenne selv
Pasienter fra Voksentoppen skal ha med preliminærsvaret tilbake, unntatt torsdager da VT har demo hos oss

VEDLEGG 3

RADIOLOGISKE PROSEDYRER - barneradiologi

RTG THORAX

1. Indikasjon

- Infiltrater (1, evnt 2)
- Astma (1, evnt 2)
- Pleuravæske (1, evnt 2)
- Pneumothorax (1, evnt 2,4)
- Onkologi (1 og 2)
- TBC (1)
- Fremmedlegeme/aspirasjon (1, evnt 2)
- Tubeleie (1)
- SVK-plassering (1)

2. Eksponeringsparametre

Undersøkelse	kV	< 3 kg	3-7 kg	7-15 kg	15-30 kg	> 30 kg
AP/PA	90-125	90	90	105	109	112
Lateral	90-135	95	95	109	115	125

(Se egen prosedyre for stuefotografering)

3. Arbeidsbeskrivelse

Sørg for at alt tøy på overkroppen skal fjernes. Eksterne fremmedlegemer (elektroder, ledninger, tuber, plaster, smykker og lignende) fjernes. Langt hår, tykk hestehale løftes ut av feltet om mulig.

Projeksjoner

1 Frontbilde – Barn < 1 år tas liggende på bord. Plasser barnet på rygg og unngå rotasjon i overkroppen ved bildetaking. Barn > 1 år tas stående eller sittende på en krakk. Mindre barn plasseres med ryggen tett mot detektor. Eldre barn plasseres i PA posisjon med brystet mot detektor. Vær obs på rotasjoner i overkropp. Sentralstrålen plasseres i nivå med brystvortene. Tilstreb inspirasjon dersom mulig.

2 Sidebilde – barn < 1 år tas igjen liggende på bord, venstre side ned mot detektor. Barn > 1 år tas stående eller sittende med venstre side mot detektor. Tilstreb å få barnets armer ut av primærfeltet. Inspirasjon dersom mulig.

3 skråbilde – Still pasienten inn som ved front avbildning men roter barnet 10 grader til hver side. Også her tilstrebe inspirasjon og få armene ut av primærfeltet.

4 frontbilde eksiprasjon – innstillinger som ved vanlig frontbilde men tilstrebe eksiprasjon ved selve bildetakingen.

4. Kommentarer

Blybeskyttelse skal brukes

Liggende teknikk: blyteppet skal legges kant i kant med primærfeltet.

Stående teknikk: blyskjørt i passende størrelse.

Ved bruk av blyskjørt(forkle) – uavhengig av om pasienten er posisjonert i AP/PA

Gutter: Alltid skjerming anteriort

Jenter: Alltid skjerming mot røntgenrør.

Bildekriterier

- Sideangivelse høyre/venstre
- Std thorax utføres i dyp inspirasjon
- Symmetrisk fremstilling av thorax
- Den mediale grense av scapula skal være utenfor lungefeltet
- Fremstilling av hele brysthulen over diafragma
- Fremstilling av kartegninger i hele lungen, spesielt de perifere kar
- Synlig skarp fremstilling av trachea og proximale bronkier
- Synlig skarp avgrensing av hjerte, aorta, diafragma og sinus
- Fremstilling av det retrokardiale lunge og mediastinum

VEDLEGG 4

Thorax

Nyfødte se egen prosedyre.

INDIKASJONER:

Utredning / kontroll 1 (evt 2,3,5)

Pneumothorax 1 (evt 4,6)

Onkologi 1+2

TBC 1+2

Fremmedlegeme / aspirasjon 1 (evt 2,7)

SVK-posisjon 1

? tett SVK/Hickmann-kateter. Se prosedyre for lab 2, kontroll venekateter.

Tilleggsbilder etter vurdering av radiolog.

OBS: Alt tøy på overkroppen skal av. Eksterne fremmedlegemer (elektroder, ledninger, tuber, plaster, smykker etc) fjernes. Langt hår løftes ut av feltet.

PROJEKSJONER:

1. FRONT

2. SIDE

3. SKRÅ

4. INNSKUTT SIDE

5. MED TYKK BARIUMKONTRAST

6. FRONT EXPIRASJON

7. GJENNOMLYSNING m/VIDEO

Blybeskyttelse skal brukes.

Alle som må oppholde seg i rommet under eksponering skal ha blyfrakk. Færrest mulig skal være inne på lab under us. Andre barn og gravide skal ALDRI være inne under pågående us.

PASIENTINNSTILLING FRONT(1):

PA ønskelig i oppreist posisjon. Barn < 1 år liggende (AP). Tilstreb inspirasjon.

Vurder med eller uten raster ut fra problemstilling og pasientens størrelse.

Velg S verdi ut fra problemstilling. Onkologiske problemstillinger skal ha S 200.

PASIENTINNSTILLING SIDE(2):

Rett side inkludert sternum og thoracalcolumna. Armer ut av primærfeltet. Vurder innskutt etter pasientens alder og tilstand. Tilstreb inspirasjon. Velg S verdi ut fra problemstilling. Onkologiske problemstillinger skal ha S 200. Bruk raster.

PASIENTINNSTILLING SKRÅ (3):

PA ønskelig i stående/sittende posisjon. Barn < 1 år liggende (AP). Pasienten skrås ca 10° til hver side. Tilstreb inspirasjon.

PASIENTINNSTILLING INNSKUTT SIDE (4):

Rett side inkludert sternum og thoracalcolumna. Armer ut av primærfeltet.

PASIENTINNSTILLING MED TYKK BARIUMKONTRAST(5):

Kun for hjerte / kar-ring problemstillinger etter vurdering av radiolog.

Tas som 1+2, men pasienten skal svelge ca 1 ss med tykk bariumkontrast under hver eksponering.

PASIENTINNSTILLING FRONT EXPIRASJON (6):

PA ønskelig i oppreist posisjon. Barn < 1 år liggende (AP). Tilstreb expirasjon.

Vurder med eller uten raster ut fra problemstilling og pasientens størrelse.

PASIENTINNSTILLING GJENNOMLYSNING m/VIDEO (7):

Velg thorax-program på sjaltepult. Se også prosedyre for lab 2. Sjekk video. Utføres av radiolog.